

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

BIOMÉCANIQUE DU GENOU HUMAIN EN FLEXION SOUS LES ACTIVITÉS
MUSCULAIRES – MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

WISSAL MESFAR
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph. D.)
(GÉNIE MÉCANIQUE)
DÉCEMBRE 2005



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-17010-6

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-17010-6

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

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

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

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

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

BIOMÉCANIQUE DU GENOU HUMAIN EN FLEXION SOUS LES ACTIVITÉS
MUSCULAIRES – MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

présentée par: MESFAR Wissal

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

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

M. LAKIS Aouni, Ph.D. président

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

M. BUSCHMANN Michael, Ph.D, membre

M^{me} HAGEMEISTER Nicola, Ph.D., membre

DÉDICACE

À mes parents pour avoir cru en
moi et voulu ce moment,
À mes frères et sœurs,
À toutes les personnes que j'aime
et qui m'aiment,
À mes amis ...

REMERCIEMENTS

Je tiens à adresser mes remerciements à tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin à la réalisation de ce travail. Je tiens particulièrement à exprimer mes grands remerciements à mon directeur de thèse Monsieur Aboufazl Shirazi-Adl pour son encadrement, ces conseils pertinents, ces commentaires critiques ainsi que son soutien financier du début jusqu'à la fin de cette thèse. Je remercie également le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie (CSRNG) pour sa contribution financière à la réalisation de cette étude.

Je remercie également Monsieur Aouni Lakis, professeur au département de génie mécanique, Monsieur Michael Buschmann, professeur à l'institut de génie biomédical et Madame Nicola Hagemeister, professeur au département de génie de la production automatisée à l'École de Technologie Supérieure (Montréal) pour avoir accepté de faire partie de mon jury d'examen de thèse.

Ma profonde gratitude est aussi adressée à tous les membres de la section mécanique appliquée pour leurs fructueux échanges et les précieuses collaborations. Mes remerciements vont aussi à mes parents, mes sœurs et frères et amis pour leurs encouragements du début jusqu'à la fin de cette thèse.

RÉSUMÉ

Le genou est la plus grosse articulation dans le corps humain supportant son poids et est exposé à des grands chargements et mouvements combinés. Cette articulation est très susceptible aux blessures en raison de son emplacement exposé et en raison des charges importantes qu'il supporte. Dans le cas de certaines activités sportives, ces charges peuvent dépasser la limite de capacité mécanique des composants qui forment le genou lui infligeant des traumatismes graves, à savoir la luxation de la rotule, la déchirure ligamentaire, la dégénération des cartilages articulaires, etc.

Dans le but de cerner les causes de ces traumatismes, il était nécessaire de comprendre la biomécanique de chaque composante du joint et l'interdépendance qui peut exister entre elles ainsi que la réponse globale du genou sous divers types de chargement et sollicitation. Dans ce contexte, plusieurs études expérimentales ont été menées conduisant à une certaine compréhension considérable de la biomécanique du genou. Avec ce progrès, il était possible d'élaborer des modèles mathématiques et numériques pour compléter les méthodes expérimentales afin d'aider à la prévention des blessures et dégénérescences ainsi qu'assister les orthopédistes et les cliniciens à la prise de décision lors du traitement et l'élaboration des exercices de réadaptation.

Afin d'aider à la réalisation des attentes citées en haut et en se basant sur les travaux précédents, un modèle élasto-statique non-linéaire 3-D d'éléments finis du genou incluant les deux articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire a été développé. Le modèle est constitué de trois structures osseuses (tibia, fémur et rotule) et leurs cartilages articulaires, les deux ménisques, les ligaments principaux (les deux croisés, les deux latéraux, les ailerons rotuliens interne et externe), le tendon rotulien et les différents composants des muscles du quadriceps (vastus lateralis, VL/ rectus

femoris-vastus intermedius medialis, RF-VIM/ vastus medialis obliquus, VMO) et du hamstrings (biceps femoris, BF/ sartorius-gracilis-semitendinosus, SR-GR-ST (TRIPOD)/ semimembranosus, SM). Les conditions aux rives ont été choisies de façon à ce que le joint préserve sa stabilité et sa mobilité libre durant les mouvements. Ces conditions aux rives ont été parfois altérées dans le but d'étudier leurs influences sur la réponse biomécanique du joint.

Les structures osseuses (tibia, fémur et rotule) ont été considérées comme des corps rigides. Les cartilages articulaires ont été représentés comme un matériau homogène, isotrope et élastique tandis que les ménisques ont été considérés comme un matériau composite avec une matrice isotrope linéaire renforcée par des ressorts non-linéaires dans les directions radiale et circonférentielle. Ces ressorts représentent en effet les fibres de collagène qui sont très présentes dans ces directions. Les ligaments, le tendon rotulien ainsi que les muscles ont été modélisés par des ressorts non linéaires avec des déformations initiales associées à chacun des faisceaux représentant chacune de ces structures. Ces déformations représentent en fait les contraintes initiales quand il s'agit des ligaments et par la suite des pré-contraintes dans le joint au complet et représentent aussi les forces attribuées à chaque composant des muscles quand il s'agit de ces derniers. Dans ce modèle, sept zones de contact à grand déplacement ont été définies, à savoir le contact fémur-ménisques, ménisques-tibia, fémur-tibia tant du côté médial que latéral et le contact rotule-fémur. Il est à noter qu'aucune pénétration n'a été permise entre les surfaces qui sont en contact. Pour évaluer le maillage et son influence sur la réponse du modèle, une étude de convergence a été effectuée avec trois niveaux de raffinement sous la charge constante du quadriceps de 137N et en flexion du genou. Ce modèle a été utilisé afin de déterminer la réponse détaillée du genou en flexion entre 0° et 90° sous différentes charges des muscles du quadriceps seul ($F_Q=3\text{N}$, 137N et 411N), du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) et de la combinaison des deux muscles ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$). Le modèle a aussi servi afin d'étudier l'influence de la variation des déformations initiales des ligaments croisés sur la

réponse du joint au complet quand le genou est en flexion et sous le chargement unique de $F_Q=411\text{N}$ et de $F_H=205.5\text{N}$. L'étude de l'influence de la présence ou non d'une force restreinte sur les ligaments croisés aux angles de flexion 0° et 90° a aussi fait l'objet de ce travail.

L'étude de convergence a montré une influence négligeable sur les prédictions de la cinématique ainsi que sur la distribution de la charge quand le maillage est raffiné. L'étude du genou humain en flexion sous la charge du quadriceps a montré que la rotule subie des translations latérale, postérieure ainsi que distale et subie de la flexion, de la rotation médiale et un tilt latéral. La variation de l'amplitude de la force du quadriceps, la co-activation du hamstrings et la variation de la déformation initiale de l'un des ligaments croisés ne présente pas une influence considérable sur la cinématique générale de la rotule.

En flexion et sous le chargement du quadriceps, le tibia translate médialement, postérieurement ainsi que proximale et subit les rotations interne et varus. En extension complète, une augmentation de la force du quadriceps tend à déplacer le tibia antérieurement et le faire tourner du côté externe alors que la co-activation du hamstrings réduit les translations antérieure et latérale du tibia ainsi que la rotation externe. Sous le chargement du quadriceps seul, l'augmentation de la déformation initiale du ligament LCA ou de sa rigidité réduit la translation antérieure du tibia. Par contre, le relâchement du LCA augmente cette même translation antérieure.

L'effet que présentent les muscles sur les translations antéro-postérieures a un impact direct sur la force dans les ligaments croisés. En effet, l'augmentation de la force du quadriceps augmente la force dans le ligament croisé antérieur (LCA) pour les faibles angles de flexion et réduit celle dans le ligament croisé postérieur (LCP) quand il s'agit de grands angles de flexion. Ces résultats suggèrent ainsi d'éviter le chargement du quadriceps lors des exercices de réhabilitation suivant les opérations de

reconstruction du LCA pour des angles de flexion assez faibles. La co-activation du hamstrings, par contre, entraîne la réduction de la force dans le ligament LCA pour les faibles angles de flexion et augmente celle dans le ligament LCP pour les grands angles de flexion. La co-activation du hamstrings peut alors jouer un rôle très important dans la stabilisation et la protection du genou lors de la blessure du LCA ou lors de l'implantation de son greffon en réduisant la translation antérieure du tibia. De l'autre côté, l'activation ou la co-activation du hamstrings augmente le risque au ligament LCP ou son greffon à des angles de flexion assez grands.

Sous le chargement du quadriceps, l'augmentation de la déformation initiale ou de la rigidité de l'un des ligaments croisés entraîne l'augmentation de la force dans chacun de ces ligaments (LCA et LCP) quand le genou est en flexion. Ces résultats mettent en lumière le phénomène de couplage entre les deux ligaments croisés (LCA, LCP) même en présence de la force du quadriceps. En effet, un changement de la tension de l'un des ligaments croisé durant la flexion du genou influence non seulement la force dans ce même ligament mais aussi dans l'autre ligament croisé. Ces résultats ont d'importantes conséquences sur la biomécanique du joint suivant la blessure ou le remplacement de l'un des ligaments et dans la gestion du désordre associé au genou.

Nos résultats ont montré aussi que la force dans le tendon rotulien est presque égale à la force du quadriceps en extension complète et diminue de jusqu'à 70% avec la flexion du genou. Ces résultats montrent que le joint fémoro-patellaire ne joue pas le rôle d'une poulie. Dans la période post-opératoire, lors d'une ostéotomie du tubercle tibial, le chargement du quadriceps pour des angles de flexion proche de l'extension complète pourrait avoir des conséquences négatives sur la consolidation de l'os.

La force de contact dans le joint fémoro-patellaire augmente avec la force du quadriceps et la flexion du genou. La co-activation du hamstrings altère légèrement

cette force de contact mettant en lumière une certaine interdépendance entre la cinématique du tibia et le contact dans ce même joint. La tension du LCA augmente cette même force de contact et son relâchement la diminue.

Par ailleurs, la force de contact dans le joint fémoro-tibial augmente avec l'activation des muscles, diminue avec la flexion du genou lors du chargement du quadriceps seul et augmente avec la flexion lors du chargement du hamstrings seul. Dans le cas du chargement du quadriceps seul, la force de contact fémoro-tibiale augmente avec la tension et la rigidité de LCA, par contre elle diminue avec son relâchement quand l'angle de flexion est $<20^\circ$.

Le moment tibial extenseur augmente presque de manière proportionnelle avec la force du quadriceps et diminue à partir de 10° de flexion avec la flexion du genou. La co-activation du hamstrings produit un moment fléchisseur réduisant le moment généré par le quadriceps. Contrairement à la plage des petits angles de flexion, l'analyse des résultats indique que, pour une même amplitude de force musculaire, le hamstrings possède une capacité génératrice de moment plus efficace que le quadriceps aux grands angles de flexion.

Mis à part des conditions aux rives de référence, consistant à appliquer une rotation contrôlée au tibia générant ainsi un moment pur, l'effet de la présence d'une force restreinte à deux différentes positions données (20cm et 30cm du côté distal du joint) sur les résultats a été aussi étudié à 0° et à 90° de flexion du genou. Ceci a été effectué pour les différentes combinaisons de chargement des muscles. Il a été montré que le placement d'une force restreinte proche du joint fémoro-tibial génère une force de cisaillement artefact bénéfique pour la réduction des forces ligamentaires des croisés; le ligament LCA quand il s'agit de faibles angles de flexion et le ligament LCP quand il s'agit de grands angles de flexion.

Les résultats obtenus dans ce travail concernant la cinématique des joints fémoro-patellaire et fémoro-tibial, les forces ligamentaires, les forces de contact et le mécanisme de transfert des charges extérieures, à savoir les charges des muscles, sont en général accord avec les résultats de la littérature. En effet, ces résultats ont une importance clinique très importante aidant les médecins et orthopédistes à la prise de décision ainsi qu'à développer les exercices de réadaptation et de réhabilitation durant les périodes post-opératoires.

ABSTRACT

The human knee is the largest and the most complex joint in the human body supporting large loads while undergoing finite displacements in different planes. Due to these loads and motions, it is a common place for various disorders and injuries. In some sport activities, these loads/displacements may exceed the failure limits of its components causing serious traumatism, dislocations, sprains, ruptures, degenerative processes, etc. Effective prevention, evaluation, and treatment programs require an adequate knowledge of the role of various components and their interactions in knee joint biomechanics under various loading conditions in normal and perturbed conditions. In this context, numerous experimental in vitro and in vivo studies have been undertaken leading to a considerable improvement in existing comprehension of the knee joint biomechanics.

Towards these objectives, a detailed non linear 3-D finite element model of the entire knee including tibiofemoral and patellofemoral joints was developed. The knee joint model consists of three bony structures (tibia, femur, and patella) and their articular cartilage layers, menisci, six principal ligaments (collaterals LCL/MCL, cruciates ACL/PCL, and medial/lateral patellofemoral ligaments MPFL/LPFL), patellar tendon PT, quadriceps muscle force vectors (divided into three components; vastus lateralis, VL/ rectus femoris-vastus intermedius medialis, RF-VIM/ vastus medialis obliquus, VMO) and hamstrings muscle force vectors (divided into three components; biceps femoris, BF/ sartorius-gracilis-semitendinosus, SR-GR-ST (TRIPOD)/ semimembranosus, SM). Adequate boundary conditions were used to preserve stability and free unconstrained mobility of the knee joint during the loadings and movements considered in this work. The effect of changes in the boundary conditions on results was also investigated.

The bony structures were represented by rigid bodies due to their much greater stiffness as compared with joint soft tissues. Menisci are modelled as nonhomogeneous composites of a bulk material reinforced by radial and circumferential collagen fibres. Ligaments are each modeled by a number of uniaxial elements with different prestrain (or pretension) values and nonlinear material properties (no compression). Each component of muscles is modeled by uniaxial elements with a constant prestrain representing its magnitude. The articular cartilage layers are considered homogeneous and isotropic elastic. The matrix of menisci (apart from the reinforcing nonlinear collagen fibres) is also assumed isotropic. Articulations at the cartilage–cartilage (in tibiofemoral, TF, and patellofemoral, PF, joints) and cartilage–meniscus (in TF at both meniscal distal and proximal surfaces) are simulated using a large displacement frictionless hard contact algorithm with no penetration. To evaluate the finite element mesh and its likely influence on predictions, a convergence study is carried out with three levels of mesh refinement under 137N quadriceps force with knee flexion. The joint model is used to investigate the detailed response of the knee in flexion between 0° and 90° under isolated activation of the quadriceps ($F_Q=3\text{N}$, 137N and 411N) and hamstring ($F_H=205.5\text{N}$) or the combination of them ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$). The model is also used to investigate the joint response at different flexion angles under a constant quadriceps or hamstrings force while varying ACL and PCL initial strains (i.e., pretensions). This study also aimed to examine the influence of the manner in which the joint is constrained (e.g., restraining force magnitude and lever arm) on forces in cruciate ligaments.

The convergence study demonstrated a negligible change in predictions on kinematics and load distribution as the mesh was refined. In flexion and under different quadriceps forces, the patella translated laterally/posteriorly/distally, flexed, rotated medially, and tilted laterally. The change of the magnitude of the quadriceps load, the co-activation of the hamstrings and the variation in the ACL and PCL initial strains had no considerable influence on the general patellar kinematics.

The tibia translated medially/posteriorly/proximally and rotated in varus and internal directions as joint flexed and under quadriceps force. At full extension, the tibia experienced anterior translation that increased with the quadriceps forces. Quadriceps forces also increased the tibial external rotation at full extension and the tibial internal rotation at larger flexion angles. The co-activation of the hamstrings reduces the anterior and the lateral tibial translation as well as the external tibial rotation. Under the isolated quadriceps force, increases in the ACL initial strain reduce the tibial anterior translation in contrast to the case when the ACL is slacker.

The effect of muscles on the antéro-postérieur translation of the tibia directly influenced the cruciate ligament forces. The tibial anterior translation at full extension under quadriceps forces generated a large ACL tensile force, which diminished with flexion. The ACL force increased proportionally with the quadriceps force. In contrast, greater quadriceps forces decreased PCL forces and caused a delay in their mechanical function at larger flexion angles. The increase in the ACL force due to quadriceps activations, especially at smaller flexion angles, suggests a higher risk for the ACL or its graft. Rehabilitation exercises at near full extension that demand large quadriceps exertions without hamstrings should, hence, be avoided in post ACL reconstruction period. Indeed, hamstrings co-activation acted to decrease tibial anterior translation and ACL forces while increasing PCL forces. The hamstrings muscles can play an important role to stabilize and protect the knee with ACL injury or graft by reducing the tibial anterior translation of the knee. On the other hand, the risk to the PCL or its graft increases under hamstring activity or co-activity at larger flexion angles.

In flexion under the quadriceps loading, the changes in the pretension or its of one cruciate ligament substantially influence the force in the other cruciate ligament; forces in both ACL and PCL ligaments increased as one of them became tenser or stiffer and diminished as it became slacker. A remarkable coupling was found between the ACL and PCL in which an alteration in one significantly influenced the force in the

other even if the quadriceps loading exists. These results has important consequences in joint biomechanics following ligament injuries or replacement and, hence, in the proper management of knee joint disorders.

The patellar tendon (PT) force is almost equal to the quadriceps force (F_Q) at full extension but substantially decreased with flexion to reach ~30% of the applied F_Q . This variation confirms that the patellofemoral (PF) joint does not act as a pulley. The substantial relative decrease in the patellar tendon force in flexion points to the higher risk of disruption to the repair or avulsion of the tibial tubercle osteotomy (performed for exposure at total knee arthroplasty) in post operative rehabilitation activities involving greater quadriceps forces at near full extension positions.

The resultant contact force at PF articulation significantly increased with joint flexion, with quadriceps force, with the presence of hamstrings co-activity at larger knee flexion ($>20^\circ$) and in the case of tenses ACL. The PF contact force slightly decreased at larger flexion angles as PCL initial strain was increased. Under isolated quadriceps forces, total TF contact force substantially decreased with flexion angle but increased with the magnitude of F_Q , with the tenses ACL especially at smaller flexion angles and with tenses PCL at larger flexion angles. Under isolated hamstrings forces, TF contact force increased with flexion angle. The TF contact force, hence, substantially increased with tenses ACL whereas it considerably decreased with slacker ACL at flexion angles $<20^\circ$.

The joint extensor moment (i.e., tibial moment) increased initially up to 10° flexion and substantially decreased thereafter with joint flexion under isolated quadriceps activation. The isolated hamstrings activation, on the other hand, generated flexor moment that considerably increased throughout flexion. In contrast to quadriceps, the moment generating capacity of hamstrings substantially increased throughout joint flexion. This indicates that, for identical forces, the hamstrings have

much greater moment generating capacity at larger flexion angles while quadriceps are more effective at smaller flexion angles.

The manner in which the tibia is constrained at a fixed flexion angle has an important effect on A-P translations and, hence, on ACL/PCL forces. The tibial restraint by a force at 20cm or 30cm distal to the joint level (i.e., lever arm) rather than by a pure moment as considered in our reference cases, generated artefact shear forces that substantially influenced tibial translations and cruciate ligament forces. Rehabilitation exercises following ACL or PCL reconstruction should account for the effect of the lever arm in cruciate ligament forces in order to reduce the risk on ligament grafts at post-operation periods. For example, near joint placement of the resistance is recommended as it decreases forces on ACL grafts in extension exercises at small flexion angles and in PCL grafts in flexion exercises at larger flexion angles.

The predicted results on kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints, ligament forces, contact forces and joint moment were found in general agreement with the reported results of measurements. The current predictions have important implications in proper evaluation and treatment of knee joint disorders in order to not only prevent further injuries and degenerations but to regain a near-normal function of the entire joint.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ.....	vi
ABSTRACT	xii
TABLE DES MATIÈRES	xvii
LISTE DES TABLEAUX.....	xx
LISTE DES FIGURES.....	xxi
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	xxxiii
LISTE DES ANNEXES.....	xxxv
INTRODUCTION - Généralités	1
CHAPITRE1- ANATOMIE DU GENOU	7
1.1 Les ménisques	8
1.2 Le cartilage articulaire.....	13
1.3 Les ligaments	14
1.4 Le tendon rotulien	18
1.5 Capsule fibreuse	19
1.6 Le Mécanisme Extenseur	19
1.7 Le muscle du Hamstrings.....	20
CHAPITRE 2 - REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	24
2.1 Études expérimentales.....	24
2.2 Études mathématiques et numériques	35
2.2.1 Modèles dynamiques.....	36
2.2.2 Modèles quasi-statiques, fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires	37
CHAPITRE 3 - OBJECTIFS ET PLAN DE LA THÈSE	48
3.1 Objectifs	48
3.2 Plan de la thèse et présentation des articles	51

CHAPITRE 4 - BIOMECHANICS OF THE KNEE JOINT IN FLEXION UNDER VARIOUS QUADRICEPS FORCES.....	54
4.1 Abstract	56
4.2 Introduction	56
4.3 Method	58
4.4 Results	61
4.4.1 Joint Kinematics.....	61
4.4.2 Load Distribution	62
4.4.3 Boundary Conditions:	63
4.5 Discussion	63
4.5.1 Modelling Issues:	64
4.5.2 Comparisons and Implications.....	66
4.6 Acknowledgements:	70
4.7 References	71
CHAPITRE 5- BIOMECHANICS OF CHANGES IN ACL AND PCL MATERIAL PROPERTIES OR PRESTRAINS IN FLEXION UNDER MUSCLE FORCE-IMPLICATIONS IN LIGAMENT RECONSTRUCTION	89
5.1 Abstract	89
5.2 Introduction	89
5.3 Method	91
5.4 Results	94
5.4.1 Joint Kinematics:.....	94
5.4.2 Load distribution:	95
5.5 Discussion	97
5.5.1 Modeling issues:.....	98
5.5.2 Comparisons and Implications:.....	100
5.6 Acknowledgements.	103
5.7 References	103

CHAPITRE 6 - KNEE JOINT MECHANICS UNDER QUADRICEPS- HAMSTRINGS MUSCLE FORCES ARE INFLUENCED BY TIBIAL RESTRAINT	103
6.1 Abstract	123
6.2 Introduction	124
6.3 Method	125
6.4 Results	127
6.4.1 Restrained by a pure moment:.....	127
6.4.2 restrained by a force:	128
6.5 Discussion	129
6.5.1 Modelling Issues	130
6.5.2 Comparisons and Implications.....	131
6.6 Knowledge	134
6.7 References	135
CHAPITRE 7 - DISCUSSION	146
7.1 Évaluation du modèle :.....	147
7.2 Étapes d'analyses non linéaires.....	153
7.3 Comparaison, validation et implication	154
7.3.1 Cinématique du genou.....	154
7.3.2 Forces ligamentaires :	159
7.3.3 Mécanisme de Transfert de Charges :.....	165
7.3.4 Moment du Joint	170
7.3.5 Influence de la force restreinte	172
CONCLUSIONS.....	1725
RECOMMENDATIONS	172
BIBLIOGRAPHIE	172
ANNEXES	172

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Orientations du tendon rotulien ainsi que les muscles constituant le Hamstrings sous différent angles de flexion d'après l'étude de Aalbersberg et al. (2005).	22
Tableau A.4.1 : Les différents niveaux de maillage qui ont été pris en considération lors de ce travail. Le tableau présente le nombre d'éléments solides à 8 nœuds et les éléments ressorts non linéaires. Cartilage tibiale (Tib), ménisques (Men), Fémur (Fem) et cartilage rotulien (Pat).....	258
Tableau A.5.1: différents valeurs concernant la cinématique de la rotule et du tibia ainsi que les réponses ligamentaires des modèles raffinés, relatifs aux niveaux de maillage présentés au Tableau A.4.1 à différents angles de flexion.	259

LISTE DES FIGURES

Figure 0.1: Nombre d'hospitalisations pour une arthroplastie totale de la hanche ou du genou au Canada, exercices 1994 à 2002 (ICIS, Institut canadien d'information sur la santé).	5
Figure 1.1: Présentation des principaux éléments constituant l'articulation du genou humain.....	7
Figure 1.2: Présentation des ménisques interne (Med. meniscus) et externe (Lat. meniscus) ainsi que les ligaments croisés antérieur (ACL) et postérieur (PCL). Un ligament ménisco-méniscale est présenté. <i>ANT</i> = antérieur, <i>POST</i> = postérieur, <i>MED</i> = interne, <i>LAT</i> = externe.....	9
Figure 1.3. : Mesures des propriétés mécaniques du ménisque (Tissakht et Ahmed, 1995)	12
Figure 1.4: Courbes de contrainte-déformation typiques pour les ligaments, ligament croisé antérieur (ACL), ligament croisé postérieur (PCL), ligaments latéral externe (LLE) et du tendon rotulien (PT). D'après Butler et al. (1986).	16
Figure 1.5: La figure à gauche présente les deux ailerons rotuliens interne et externe dans le plan frontal. Celle qui est à droite présente l'aileron rotulien interne dans le plan sagittal.	17
Figure 1.6: Cette vue du côté intérieur d'un genou droit montre les parties osseuses, les muscles, les ligaments et les tendons qui sont liés à la rotule. http://www.nucleusinc.com	18
Figure 1.7: Présentation des muscles formant le Quadriceps. Vastus latéralis (VL), Rectus femoris (RF), Vastus intermedius (VI), le Vastus medialis lateralis (VML) et Vastus medialis obliquus (VMO).....	20
Figure 1.8. Figure montrant l'anatomie du Hamstrings et ses divers composants. BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; SR-GR-ST sartorius-gracilis-semitendinosus. (Hillman, 2003)	21

Figure 2.1 : Réaction du joint fémoro-patellaire (PFJR) qui égale à la résultante des forces du quadriceps et du tendon rotulien.	27
Figure 2.2: Présentation des orientations des muscles du quadriceps selon les trois modèles, anatomique, mathématique et de l'angle Q.	28
Figure 2.3: Schéma représentant l'angle du quadriceps Q.....	30
Figure 2.4. Représentation de la géométrie du modèle par éléments finis de Blankevoort et Huiskes (1991). Ce modèle inclus les condyles fémoraux, les surfaces tibiales ainsi que les ligaments principaux qui sont présentés par des lettres. (A=LCA, P=LCP, M=LLI, L=LLE).	38
Figure 2.5 : Vue postérieure du modèle d'éléments finis montrant les tissus mous (ménisques, cartilage articulaire et les ligaments). Les corps rigides sont représentés par ces nœuds primaires. (Moglo et Shirazi-Adl, 2003a, 2003b et 2005).	41
Figure 2.6 : Le modèle fémoro-patellaire de Heegard et al. (1995).....	43
Figure 2.7 : Présentation des axes anatomiques du joint fémoro-tibial.	45
Figure 2.8 : Système de référence fémoral et rotulien : A. M. Ahmed et N. A. Duncan (2000)	47
Figure 4.1: The knee joint finite element models showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscles. Bony structures are shown only by their primary nodes. Quadriceps components considered are VMO: vastus medialis obliquus, RF: rectus femoris, VIM: vastus intermidus medialis, and VL: vastus lateralis (VL). LPFL: lateral patellofemoral ligament, MPFL: medial patellofemoral ligament.	77
Figure 4.2: Stress-strain curves for various ligaments used in the model and the patellofemoral tendon, PT. ACL: anterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, aPCL/pPCL: anterior/posterior bundles of posterior cruciate ligament, MPFL/LPFL: medial/lateral patellofemoral ligaments.	78

- Figure 4.3: Patellar displacements (translations on the left axis and rotations on the right) under quadriceps loading of 411N at different flexion angles. The translations are in the global anatomical directions: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), and proximal-distal (P-D). The rotations are the extension-flexion (Ext-flex), medial-lateral rotation and medial-lateral tilt defined as Euler angles. The results for $F_Q=3N$ and 137N are not shown to avoid confusion. 79
- Figure 4.4: Tibial displacements (translations on the left axis and rotations on the right) under quadriceps loadings of 411N at different flexion angles. The three global tibial translations are: anterior-posterior (A-P), medial-lateral (M-L), and proximal-distal (P-D) whereas the tibial rotations are: varus-valgus (V-V) and internal-external (I-E) rotations with respect to local system as Euler angles. The results for $F_Q=3N$ and 137N are not shown to avoid confusion. 80
- Figure 4.5: Computed forces in the anterior/posterior cruciate and medial/lateral patellofemoral ligaments at different flexion angles under $F_Q= 3N$, 137N, and 411N. Cruciate ligament forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor moment is resisted by a restraining force located either at 20cm or 30cm distal to the joint..... 81
- Figure 4.6: Computed forces in the patellar tendon at different flexion angles under $F_Q= 3$, 137, and 411N. No noticeable changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown). 82
- Figure 4.7: Total resultant patellofemoral contact force and its components in different anatomical directions as a function of joint flexion under $F_Q= 137N$ and 411N. No noticeable changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown). 83
- Figure 4.8: Total resultant tibiofemoral contact force and its components in different anatomical directions as a function of joint flexion under $F_Q= 137N$ and 411N. The lateral-medial component is $<40N$ and shown separately. No noticeable

- changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown)..... 84
- Figure 4.9: Total tibiofemoral and patellofemoral contact areas under $F_Q = 3\text{N}$ and 411N at different flexion angles. Small changes are computed at 0° and 90° when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm and 30cm distal to the joint..... 85
- Figure 4.10: Extensor joint moment on the tibia under $F_Q = 3\text{N}$, 137N, and 411N at different flexion angles. 86
- Figure 5.1: Finite element model of the joint showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscles. Bony structures are shown only by their primary nodes (void solid circles). Quadriceps components considered are VMO: vastus medialis obliquus, RF: rectus femoris, VIM: vastus intermidus medialis, and VL: vastus lateralis (VL). LPFL: lateral patellofemoral ligament, MPFL: medial patellofemoral ligament, PT: paterllar tendon, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament. 112
- Figure 5.2: Stress-strain for various ligaments used in the model and the patellofemoral tendon, PT. ACL: anterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, aPCL/pPCL: anterior/posterior bundles of posterior cruciate ligament, MPFL/LPFL: medial/lateral PF ligaments. 113
- Figure 5.3: Computed forces in the anterior cruciate ligament at different flexion angles under $F_Q = 411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains). 114
- Figure 5.4: Computed forces in the posterior cruciate ligament at different flexion angles under $F_Q = 411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains). 115
- Figure 5.5: Computed forces in the lateral collateral ligament at different flexion angles under $F_Q = 411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with

different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains).	116
Figure 5.6: Total resultant patellofemoral contact force as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).	117
Figure 5.7: Total resultant tibiofemoral contact force as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).	118
Figure 5.8: Total tibiofemoral contact area as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).	119
Figure 5.9: Tibial extensor joint moment at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).	120
Figure 6.1: The knee joint finite element models showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, quadriceps and hamstrings muscles. Bony structures are only indicated by their primary nodes.	140
Figure 6.2: Anterior-Posterior Tibial translation at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N , isolated hamstring loading of 205.5N and their combination at different flexion angles. Inlay depicts results at 0° flexion for the cases with a restraining force either at 20cm or 30cm distal to the joint level.	141
Figure 6.3: Computed forces in the anterior cruciate ligament at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N , isolated hamstring loading of 205.5N and their combination. The ACL forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor/flexor moments are resisted by a restraining force on the tibia located either at 20cm or 30cm distal to the joint.	142
Figure 6.4: Computed forces in the posterior cruciate ligament at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N , isolated hamstring loading of	

- 205.5N and their combination. The PCL forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor/flexor moments are resisted by a restraining force on the tibia located either at 20cm or 30cm distal to the joint. 143
- Figure 6.5: Total resultant contact forces (top: patellofemoral joint, bottom: tibiofemoral joint) at different flexion angles under isolated or combined quadriceps loading of 411N and hamstring loading of 205.5N. Contact forces at 0° and 90° are also shown for the cases with the tibia restrained by a force located at 20cm or 30cm away from the joint level..... 144
- Figure 6.6: Tibial joint moment at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N, isolated hamstring loading of 205.5N and their combination. 145
- Figure 7.1 : Schéma représentatif des forces restreintes appliquées perpendiculairement au tibia ainsi que les moments qu'elles génèrent. Le bras de levier est aussi présenté montrant la localité d'application de la force restreinte. Ant : Force restreinte antérieure; Post : Force restreinte postérieure. 173
- Figure A.2.1 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). Les translations ont été remises à une même origine. .. 205
- Figure A.2.2 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L). Les rotations ont été remises à une même origine. 206
- Figure A.2.3 : Translation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). Les translations ont été remises à une même origine. 207
- Figure A.2.4 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions

anatomiques sont: varus-valgus (V-V) et interne-externe (I-E). Les rotations ont été remises à une même origine.	208
Figure A.2.5 : Forces ligamentaires dans les ligaments collatéraux: interne (LLI) et externe (LLE), sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion.	209
Figure A.2.6 : Déplacements rotuliens dans les différentes directions sous la charge de 137N du quadriceps à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), proximal-distal (P-D), extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L) et le Tilt médial-latéral (M-L). ...	210
Figure A.2.7 : Déplacements tibiaux dans les différentes directions sous la charge de 137N du quadriceps à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), proximal-distal (P-D), extension-flexion (E-F), rotation varus-valgus (V-V) et le la rotation interne-externe (I-E).	211
Figure A.2.8 : Forces ligamentaires dans les différents ligaments et le tendon rotulien sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.....	212
Figure A.2.9 : Force de contact fémoro-patellaire et ses différents composants sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.	213
Figure A.2.10 : Force de contact fémoro-tibiale et ses différents composants sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.	214
Figure A.2.11 : Force de contact fémoro-tibiale sous la charge de (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion.	215

- Figure A.2.12 : Force de contact fémoro-tibiale sous la charge de (3N, 137N et 411N) dans les compartiments médial (M) et latéral (L) à différents angles de flexion. 216
- Figure A.2.13 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). 217
- Figure A.2.14 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L). 218
- Figure A.2.15 : Translation tibiale dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). 219
- Figure A.2.16 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: rotation varus-valgus (V-V) et la rotation interne-externe (I-E). 220
- Figure A.2.17 : La force du ligament croisé interne (LLI) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. 221
- Figure A.2.18 : La force dans le tendon rotulien sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. 222

- Figure A.2.19 : La force dans le MPFL (tendon rotulien interne) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés..... 223
- Figure A.2.20 : La force dans le LPFL (tendon rotulien externe) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés..... 224
- Figure A.2.21 : L'aire de contact fémoro-patellaire sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. 225
- Figure A.2.22 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). 226
- Figure A.2.23 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L)..... 227
- Figure A.2.24 : Translation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. Les directions anatomiques sont: anterior-posterior (A-P) et proximal-distal (P-D). 228
- Figure A.2.25 : Translation tibiale dans la direction Médiale-Latérale (M-L) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier

chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. 229

Figure A.2.26 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. Les directions anatomiques sont: varus-valgus (V-V) et interne-externe (I-E). Les rotations ont été remises à une même origine. 230

Figure A.2.27 : La force dans les faisceaux antéro-latéraux du ligament croisé postérieur (A-L LCP) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. 231

Figure A.2.28 : La force dans les faisceaux postéro-médiaux du ligament croisé postérieur (P-M LCP) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. 232

Figure A.2.29 : La force dans le ligament LLE sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. 233

Figure A.2.30 : La force dans le ligament LLI sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de

- flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. 234
- Figure A.2.31 : La force dans les ligaments MPFL et LPFL sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. 235
- Figure A.2.32 : La force de contact fémoro-tibiale dans les compartiments médial (M) et latéral (L) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. 236
- Figure A.2.33 : L'aire de contact fémoro-patellaire sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. 237
- Figure A.2.34 : L'aire de contact fémoro-tibiale sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Pour chacun des cas de chargement, les résultats sont aussi présentés à 0° et à 90° quand les forces restreintes sont appliquées à 20cm et 30cm au dessous du contact articulaire fémoro-tibial. 238
- Figure A.2.35 : L'aire de contact fémoro-tibiale sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Sous ce dernier chargement les résultats sont aussi présentés avec la variation de la déformation initiale des croisés. 239
- Figure A.2.36 : Translation tibiale sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT. 240
- Figure A.2.37 : Rootation tibiale interne-externe sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de

remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 241

242

Figure A.2.38 : La force dans le ligament LLI sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 242

Figure A.2.39 : Force de contact fémoro-patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 243

Figure A.2.40 : Aire de contact fémoro-tibiale sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 244

Figure A.2.41 : Aire de contact fémoro-patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 245

Figure A.2.42 : Aire de contact fémoro-tibiale patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT..... 246

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ACL	:	anterior cruciate ligament
aLCA	:	faisceau antéro-médial du ligament croisé antérieur
aPCL	:	faisceau antéro-latéral du ligament croisé postérieur
aPCL	:	faisceau postéro-latéral du ligament croisé antérieur
BF	:	biceps femoris
F _H	:	Force du hamstrings
F _P	:	Force du tendon rotulien
F _Q	:	Force du quadriceps
GR	:	gracilis
LCA	:	ligament croisé antérieur
LCL	:	lateral collatéral ligament
LCP	:	ligament croisé postérieur
LLE	:	ligament latéral externe
LLI	:	ligament latéral interne
LPFL	:	lateral patellofemoral ligament
MCL	:	medial collatéral ligament
MPFL	:	medial patellofemoral ligament
pACL	:	faisceau postéro-latéral du ligament croisé antérieur
PCL	:	posterior cruciate ligament
pLCP	:	faisceau postéro-médial du ligament croisé postérieur
pPCL	:	faisceau postéro-médial du ligament croisé postérieur
PT	:	patellar tendon
Q	:	l'angle du quadriceps Q
RF	:	Rectus femoris
SM	:	Semimembranosus

SR	:	Sartorius
ST	:	Semitendinosus
TRIPOD	:	SR-GR-ST
VIM	:	Vastus intermidus medialis
VL	:	Vastus lateralis
VMO	:	Vastus medialis obliquus

LISTES DES ANNEXES

A.1 Méthode de calcul des angles d'Euler	200
A.2 Résultats non présentés dans les articles :	204
A.3 Contraintes dans les tissus mous :	247
A.3.1 Chargement individuel du quadriceps de 411N	247
A.3.2. Chargement individuel du hamstrings de 205.5N	251
A.3.3. Chargement combiné du quadriceps (411N) et du hamstrings (205.5N)	254
A.4 Niveaux de maillage	258
A.4 Niveaux de maillage	258
A.5 Cinématique et réponses ligamentaires des modèles raffinés, relatifs aux niveaux de maillage présentés au Tableau A.4.1	259

INTRODUCTION

0.1 Généralités

Le genou humain est une articulation complexe, à la fois mobile, flexible, solide et résistante. Il transfère le poids du corps et lui permet d'effectuer ses multiples activités quotidiennes et sportives. Cette articulation est souvent considérée comme un organe de transmission biologique comparable à un convertisseur de couples. Dans ce contexte mécanique, les ligaments jouent le rôle de liaisons pour la transmission alors que les surfaces articulaires sont considérées comme des paliers de support, et les muscles sont les organes moteurs ou frein du système.

Le genou est très susceptible aux blessures en raison de son emplacement exposé, de ses grands déplacements relatifs et en raison des charges importantes qu'il supporte à savoir le poids du corps humain et les charges associées lors du mouvement. En effet, l'endroit du genou au-dessous du centre de la gravité du corps humain entraîne de grandes charges compressives agissant sur le joint fémoro-tibial. Cette charge peut atteindre 4 à 7 fois le poids du corps lors de certaines activités quotidiennes telles que la marche, la course ou la montée des escaliers (Moglo, 2002). Ces charges sont beaucoup plus élevées et peuvent atteindre 24 fois le poids du corps, lors des sauts ou pendant des activités sportives agressives. Des sports tels que le football, le ski, etc., sont connus pour amener parfois le genou à dépasser les capacités mécaniques des tissus biologiques qui le forment. Ceci est la cause de plusieurs milliers de blessures, à savoir la déchirure du ménisque et la rupture des ligaments, ce qui engendre d'énormes troubles de fonctionnement à l'articulation et limite par la suite la performance physique du genou.

Des études cliniques ont mentionné que le genou est l'un des endroits dans le corps humain où il y a le plus de douleurs chroniques (Atkinson et al., 2000). En effet, un individu sur quatre est affecté par ces douleurs. Atkinson et al., (2000) rapportent que les douleurs découlent généralement de la partie interne du genou tout en impliquant la rotule. Plusieurs hypothèses ont été suggérées pour expliquer les douleurs du genou interne. On cite parmi ces hypothèses, le manque d'harmonie dans le joint fémoro-patellaire, les anomalies extra-articulaires, la faiblesse du retinaculum externe, la présence d'un angle Q anormal, dysplasie de la rotule ou du fémur, chondromalacie secondaire et la sub-luxation de la rotule (Atkinson et al., 2000).

Aux États-Unis, l'Académie américaine des chirurgiens orthopédiques (American Academy of Orthopaedic Surgeons, AAOS) a rapporté en 2001, qu'environ 10,8 millions de visites ont été effectuées chez des orthopédistes en raison de problèmes au genou. L'emplacement anatomique a été le plus souvent la principale cause de ces visites. L'arthroplastie totale du genou, connue sous le nom de TKR (Total Knee Replacement), constitue parfois le seul remède de certaines pathologies qui affectent le genou humain. Le nombre de ces opérations ne cesse d'augmenter et il a atteint aux États-Unis le seuil de 381.000 opérations en 2002 contre 266.000 opérations en 1998. Au Canada par exemple, le nombre d'hospitalisations pour une arthroplastie totale du genou a atteint le seuil de 26500 en 2002-2003 contre 14938 hospitalisations en 1994-1995, soit une augmentation de 77%, (Fig. 0.1) (ICIS, 2003). En 2002, une opération d'arthroplastie aux États-Unis nécessite 4.2 jours d'hospitalisation pour un coût moyen de 25.000\$US (AAOS). Le coût total d'hospitalisation pour ce type d'opération a franchi les 9.82 milliards de dollars en 2002 contre 5.36 milliards de dollars en 1998 montrant ainsi un énorme enjeu économique et social relié à ce type d'opération. Concernant les problèmes de lésions dans le croisé antérieur, il a été rapporté par l'association orthopédique américaine (American Orthopaedic Association, AOS) qu'approximativement 95000 personnes avaient des lésions au niveau du ligament croisé antérieur chaque année dont 50000

interventions chirurgicales sont effectuées pour la réparation de ce ligament. Ceci montre très bien que les pathologies sont assez nombreuses et diversifiées au niveau du genou humain et le traitement nécessite parfois des opérations chirurgicales soit pour réparer les organes concernés par la pathologie ou bien soit en implantant des prothèses. Dans ce contexte, on peut citer certaines pathologies de genou humain :

- l'arthrite : Trois formes classiques d'arthrites peuvent affecter le genou.

1. L'ostéoarthrite (OA) : C'est la forme la plus commune dans le genou. Cette forme progresse généralement de manière dégénérative lente usant le cartilage graduellement. Souvent, ce type d'arthrite affecte les vieux sujets et ceux d'âge moyen.

2. L'arthrite Rhumatoïde (RA) : C'est un type inflammatoire de l'arthrite qui peut détruire le cartilage et peut concerner les sujets de différents âges. Généralement, ce sont les deux genoux qui peuvent être affectés par ce type d'arthrite.

3. L'arthrite post-traumatique : Ce type peut être développé après une blessure du genou. Ce type d'arthrite est similaire à celui de l'ostéoarthrite et peut développer de l'usure du cartilage après une fracture, une blessure du ligament ou une déchirure méniscale.

- L'entorse : c'est l'élongation et éventuellement la rupture des ligaments latéraux ou croisés du genou due à un mouvement de torsion ou un mouvement contrarié. Les sports les plus souvent responsables sont le football, le ski, le rugby, le judo et la gymnastique.

- Les syndromes méniscaux : les ménisques sont des espèces de coussinets cartilagineux qui facilitent le glissement de la partie supérieure du genou sur la partie inférieure. Ils peuvent être abîmés principalement à cause des lésions ligamentaires, ou une succession de petits traumatismes répétés.

- Les syndromes fémoro-patellaires : il s'agit de douleurs des cartilages de l'extrémité inférieure du fémur et de la rotule, résultant d'une pratique sportive inadaptée.

- Les subluxations récidivantes de la rotule : cette pathologie est retrouvée surtout chez les sujets féminins. La rotule se déplace par rapport à sa position normale, et le genou se dérobe en appui monopodal.
- Les véritables luxations de rotules existent également. Elles sont en général consécutives à un traumatisme et peuvent récidiver.
- Les fractures ostéochondrales : elles sont peu fréquentes en médecine du sport, ce sont des fractures cartilagineuses ou ostéocartilagineuses dues à un traumatisme direct, une entorse ou une luxation de rotule. Un traitement chirurgical de fixation ou d'ablation d'un fragment est parfois nécessaire.

Afin de faire face à ces problèmes qui affectent le genou, il était impératif de comprendre les mécanismes physio-biologiques qui entraînent ces anomalies suite aux sollicitations mécaniques. Cerner le comportement biomécanique du genou était parmi les étapes nécessaires dans cette compréhension. Suite à ce besoin, plusieurs études expérimentales ont été effectuées dans la littérature afin de mieux comprendre la biomécanique et le fonctionnement du genou humain ainsi que d'étudier le comportement mécanique des tissus qui forment le genou. Avec le progrès de ce type d'étude, un grand pas a été effectué dans le développement de modèles numériques et mathématiques représentant le plus fidèlement possible le genou humain. Ces derniers offrent une alternative fiable aux études expérimentales et aident à la prévention des blessures et la dégénérescence des composants du genou ainsi qu'à assister les chirurgiens et les orthopédistes à la prise de décision en ce qui concerne le traitement et la réadaptation (Moglo, 2000).

Dans ce contexte, notre étude propose de développer un modèle par éléments finis du genou humain assez complet, englobant les deux joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire ainsi que les muscles du quadriceps et du hamstrings. Ce modèle est la continuation des travaux de Bendjaballah et al., (1995, 1997 et 1998) et de Moglo et Shirazi-Adl, (2003a, 2003b et 2005) qui ont étudié le comportement passif du joint

fémoro-tibial en extension pure et en flexion sous diverses charges extérieures et dans différents cas de configuration, à savoir la rupture des ligaments croisés, la variation de leurs déformations initiales, etc. La continuation de ces travaux antérieurs nous permettra d'étudier l'interaction qui existe entre les deux joints ainsi que le comportement actif du genou sous la sollicitation des muscles.

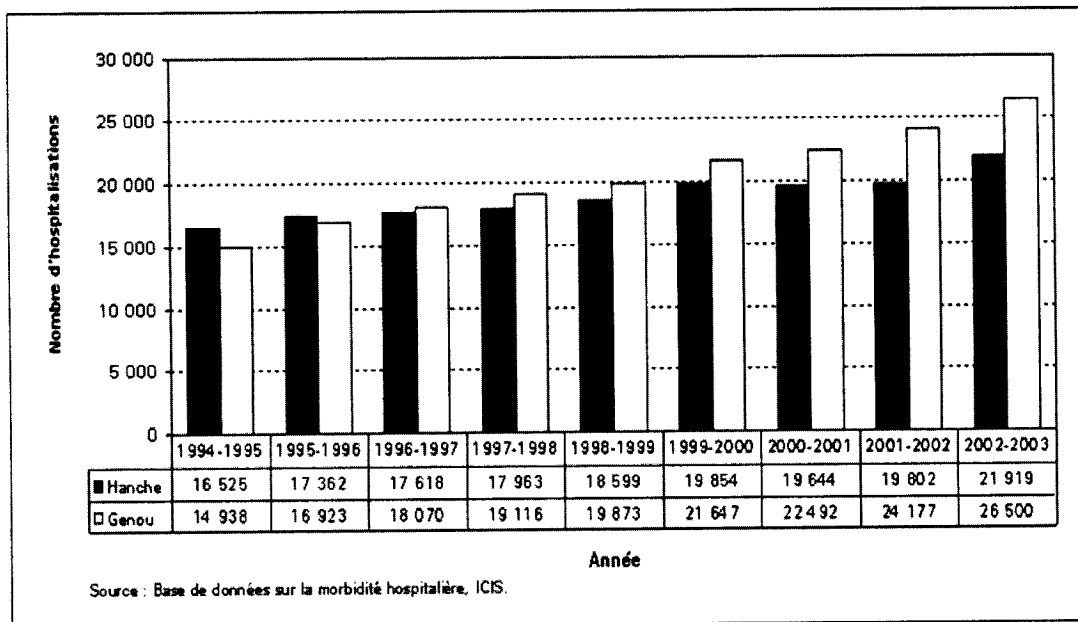


Figure 0.1: Nombre d'hospitalisations pour une arthroplastie totale de la hanche ou du genou au Canada, exercices 1994 à 2002 (ICIS, Institut canadien d'information sur la santé).

Dans le chapitre suivant, une description sommaire de l'anatomie fonctionnelle du genou humain sera présentée. Les composantes du genou, tel que les structures

osseuses, cartilage articulaire, les ménisques et les ligaments ainsi que les muscles du quadriceps et du hamstrings seront présentées. On enchaîne par la suite par une revue de la littérature présentant les études expérimentales et numériques qui ont étudié le genou humain. Ensuite, nous présentons trois articles qui seront suivis par une discussion générale de la thèse ainsi qu'une conclusion et quelques recommandations.

CHAPITRE I

ANATOMIE DU GENOU

Le genou est la plus grosse articulation supportant le poids du corps humain. Elle est constituée par la juxtaposition de trois segments osseux : les condyles fémoraux, les plateaux tibiaux et la rotule. Les surfaces articulaires de chacune de ces pièces osseuses sont recouvertes d'un épais cartilage entre lesquelles s'interposent les ménisques (entre tibia et fémur). Ces structures osseuses sont reliées entre eux par des ligaments, structures collagéniques très solides, qui maintiennent le contact et le positionnement entre ces os. Ces structures sont des éléments passifs et assurent une partie de la stabilité de l'articulation. On peut résumer les principales composantes passives de l'articulation comme suit :

- Tissus mous : ménisques, cartilages et ligaments
- Parties osseuses : Fémur, tibia et rotule. (Fig. 1.1)

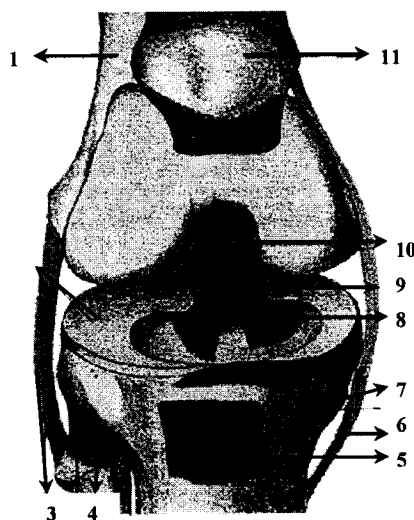


Figure 1.1: Présentation des principaux éléments constituant l'articulation du genou humain.

<http://www.osteopathie-france.net/Professionnels/Genou/anatomie.htm>.

1.-Fémur, 2.-Ménisque externe, 3.-Ligament latéral externe, 4.-Ligament de la tête du péroné, 5.-Ligament rotulien, 6.-Ligament latéral interne, 7.-Tibia, 8.-Ligament croisé antérieur, 9.-Ménisque interne, 10.-Ligament croisé postérieur, 11.-Rotule.

1.1 Les ménisques

Les ménisques sont des fibro-cartilages en forme de demi-lune dont la section est relativement triangulaire avec une base périphérique. Le tissu fibreux est excessivement flexible et dense alors que le cartilage est ferme mais élastique. Les ménisques possèdent un quadruple rôle : La transmission et l'amortissement des forces ainsi que la stabilité et la lubrification articulaire et la proprioceptivité.

- ◆ En ce qui concerne la transmission, il a bien été montré qu'au moins 50% de la force de compression est transmise à travers le ménisque lorsque le genou est en extension (Spilker et Donzelli, 1992). Le rôle d'amortisseur est lié aux capacités viscoélastiques biphasiques (milieu poreux) du ménisque où le fluage joue un rôle important.
- ◆ La stabilité articulaire tient à la forme du ménisque, à ses connections anatomiques et à ses propriétés mécaniques lui permettant une adaptation de sa forme à celles du condyle et du plateau tibial.
- ◆ La lubrification est liée aux mouvements des ménisques et à l'extrusion du liquide lors de la compression.
- ◆ La proprioceptivité est liée indirectement à la biomécanique par l'intermédiaire des déformations capsulo-méniscales.

Dans l'articulation du genou, on distingue deux ménisques (Fig. 1.2) :

- Le ménisque interne : Il a la forme d'un C. Sa corne postérieure est la plus volumineuse, elle joue un rôle de stabilisateur dans la rotation externe du tibia en flexion. Il s'insère à sa périphérie sur le plan capsulo-ligamentaire interne dont il fait partie.

- Le ménisque externe : Il a une forme presque en O. Il est plus fermé que le ménisque interne, sa partie antérieure et sa partie postérieure sont à peu près symétriques. Au niveau des surfaces externes, il transforme la convexité du plateau tibial externe en une cavité épousant mieux le condyle externe qui est lui aussi convexe. Le ménisque externe est fixé solidement par sa corne postérieure, d'une part par les ligaments de Wrisberg et Humphrey le liant au condyle interne, d'autre part par le ligament de Winslow qui l'unit à la corne antérieure du ménisque interne.

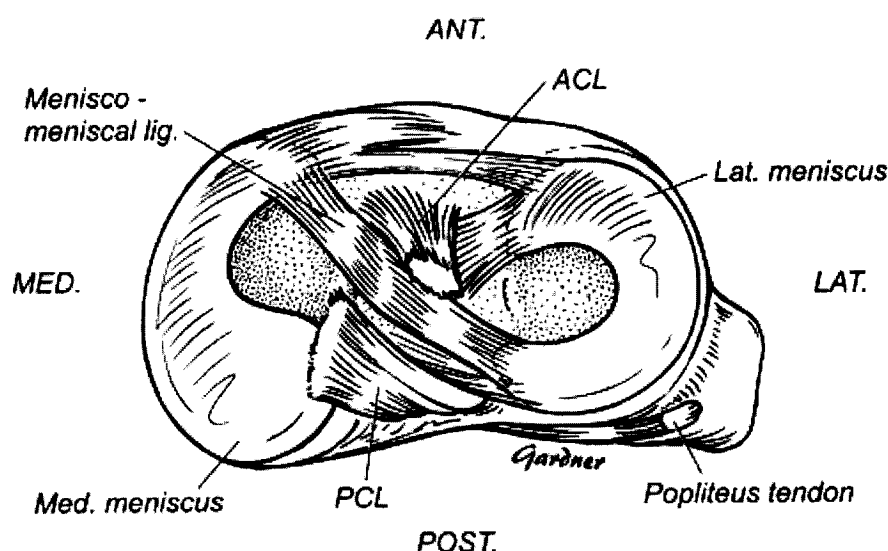


Figure 1.2: Présentation des ménisques interne (Med. meniscus) et externe (Lat. meniscus) ainsi que les ligaments croisés antérieur (ACL) et postérieur (PCL). Un ligament ménisco-méniscale est présenté. *ANT* = antérieur, *POST* = postérieur, *MED* = interne, *LAT* = externe.

<http://radiology.rsna.org/cgi/content/full/213/1/213>

En terme de composition, les ménisques sont des tissus fibro-cartilagineux composés d'un réseau interconnecté de fibres de collagène, avec des cellules

(fibroblastes, chondrocytes) et une matrice extracellulaire de molécules de protéoglycanes, (1-2% du poids sec) de glycoprotéines (de la matrice et adhésives) et d'élastine (Adams et al., 1983; Ingman et al., 1974). Le collagène représente 60 à 70% du poids sec et est principalement de type 1 (90%) (Eyre et al., 1983). L'eau représente 60 à 80 % du poids du ménisque. C'est un élément essentiel à la compréhension du comportement viscoélastique du ménisque en compression. L'orientation principale des fibres de collagène est essentiellement longitudinale (ou radiale) et circonférentielles. En effet, trois types d'arrangement peuvent être distingués :

La couche superficielle est constituée d'un réseau aléatoire de fibrilles de collagène de petit diamètre. La couche profonde est faite de fibres de collagènes orientés de façon assez irrégulière et enfin la couche centrale (moyenne) qui est formée de fibres plus larges, épaisses, parallèles et orientées de façon circonférentielles.

Diverses études ont été effectuées pour déterminer le comportement des ménisques sous différents types de charges, tels que la compression, la tension et le cisaillement. Il a été montré qu'en compression les propriétés viscoélastiques sont dépendantes de l'organisation tissulaire mais pour une plus grande part du comportement des fluides interstitiels. Les propriétés en tension, par contre, dépendent de l'organisation spatiale des fibres de collagène. Comme toutes les structures collagéniques, les ménisques ont un comportement non linéaire en tension et la rigidité augmente avec la contrainte. Fithian et al. (1986) ont montré que la rigidité du ménisque est plus importante que celle du cartilage. Le ménisque est anisotrope et non homogène en tension. Le ménisque interne est mécaniquement moins résistant dans ses portions postérieures et centrales alors que pour le ménisque externe c'est la portion antérieure et centrale qui est la moins résistante. Le module de cisaillement dynamique des tissus méniscal est de 4 à 6 fois plus faible que le cartilage articulaire (Fithian et al., 1990). Cette performance relativement faible est liée à l'organisation essentiellement longitudinale des fibres de collagène. Les fibres transversales sont rares et la concentration de protéoglycane est faible. Des observations ont montré

qu'une élévation de la charge entraîne une diminution du module de cisaillement. Cela permet au ménisque de se conformer plus facilement à la forme du condyle et du plateau tibial, ce qui est bénéfique, mais le rend plus fragile en cisaillement. Mow et al. (1991) ont montré expérimentalement que c'est du côté transversal et horizontal que le ménisque est le plus fragile en cisaillement. Ces constatations sont remarquées essentiellement au niveau du ménisque externe où existent des fissures transversales et horizontales. Tissakht et Ahmed (1995) ont fourni, à l'aide de test d'élongation axiale, 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 circonférentielle et a appuyé le concept d'une modélisation composite pour le tissu. La figure 1.3. présente certains résultats des tests mécaniques effectués par l'étude de Tissahkt et Ahmed (1995).

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

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

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

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

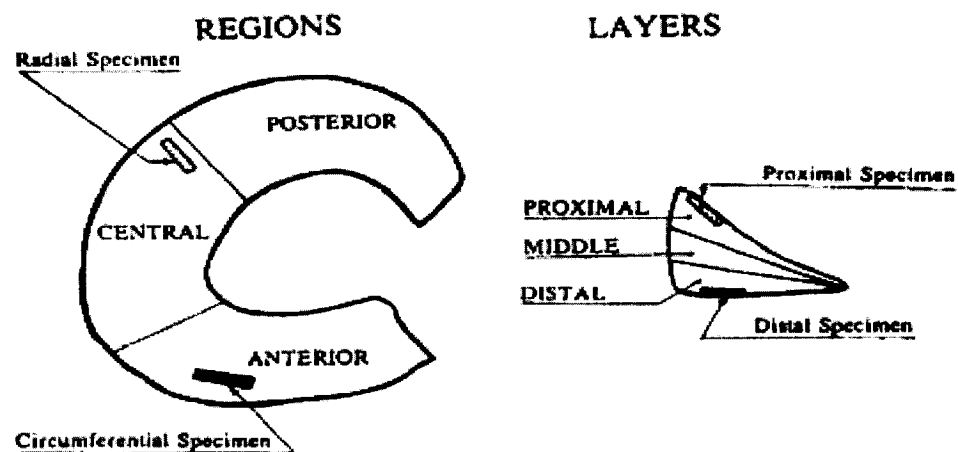


Fig. 1. The meniscal regions and layers considered in the preparation of test specimens.

Figure 1.3. : Mesures des propriétés mécaniques du ménisque (Tissakht et Ahmed, 1995).

1.2 Le cartilage articulaire

La surface articulaire distale du fémur, la surface articulaire postérieure de la rotule et les surfaces articulaires sur le plateau tibial sont couvertes par une variété de cartilage nommée cartilage articulaire. Le cartilage articulaire offre une surface ferme, lisse et de coefficient de frottement très faible qui facilite les mouvements du joint. L'épaisseur du cartilage articulaire dans le genou n'est pas uniforme et varie de 1 à 7mm. Ses propriétés de compressibilité et d'élasticité permettent aux surfaces articulaires d'absorber les forces de compression verticales auxquelles le genou est soumis. Le cartilage articulaire normal apparaît blanc, brillant et légèrement translucide. Sa richesse en protéoglycannes lui procure un indice de réfraction assez élevé rendant invisible les fibres de collagène d'où son qualificatif d'hyalin.

Le cartilage est composé de deux éléments; les chondrocytes et la matrice extracellulaire (Frank et al., 1990). La principale composante de cette matrice est l'eau (de 60 à 80% de son poids) qui est retenue en son intégrité grâce au pouvoir hydrophile des protéoglycannes. La lubrification du cartilage est assurée par le liquide synovial. La matrice extracellulaire est composée principalement de fibrilles de collagènes (50 à 60% du poids sec du tissu), de protéoglycannes (30 à 35% du poids sec) ainsi que de protéines non collagènes et glycoprotéines (10 à 20% du poids sec) (Frank et al., 1990).

Des études histologiques et mécaniques ont montré que différentes zones forment le cartilage (Aydelotte et al., 1992; Buckwalter et al., 1990). Ces différentes zones successives sont fondamentales sur le plan fonctionnel car elles sont susceptibles de répondre différemment aux charges mécaniques. Les quatre zones du cartilage articulaire sont :

- ♦ La zone superficielle : elle est en contact avec le liquide synovial et sert de surface de glissement. Elle représente environ 5 à 10 % de la hauteur totale du cartilage. Cette

zone est séparée en deux couches : la zone en contact avec le liquide synovial et la zone plus profonde contenant des chondrocytes plats et ellipsoïdaux, disposés parallèlement à la surface articulaire. Les fibres de collagène dans cette couche sont orientées parallèlement à cette surface articulaire.

- ♦ La zone de transition : elle constitue la deuxième couche du cartilage. Elle est formée de fibres de collagènes qui s'entrecroisent obliquement en un réseau non orienté moins dense que celui de la surface articulaire. L'épaisseur de cette zone représente environ 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage.

- ♦ La zone profonde du cartilage : Elle contient des fibres de collagènes orientées de façon perpendiculaire à la surface et des chondrocytes sous forme de colonnes également perpendiculaires à la surface. Elle représente 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage.

- ♦ La zone calcifiée : Elle est en contact avec la plaque osseuse sous-chondrale à laquelle elle amarre le cartilage et représente 5 à 10 % de l'épaisseur totale du cartilage.

Des études expérimentales ont été effectuées pour déterminer les paramètres élasto-statiques du cartilage. La réponse à court terme (habituellement de 0 à 1s) du matériau sous différent chargement donne une estimation du module d'élasticité E (test de déformation uni-axiale) et le module de cisaillement G (test de torsion). Des valeurs de 2.3 MPa (Frank et al., 1990), 11MPa et 12MPa ont été obtenues pour le module d'élasticité et 4.2 MPa pour le module de cisaillement G et 0.42 pour le coefficient de Poisson.

1.3 Les ligaments

Les ligaments sont considérés comme des bandes de tissu fibreux très résistant qui relie deux pièces osseuses d'une articulation; Le latéral interne (LLI) et le latéral externe (LLE) sont des ligaments extra-articulaires alors que le croisé antérieur (LCA) et le croisé postérieur (LCP) sont des ligaments intra-articulaires du genou humain (Fig. 1.1). Le ligament latéral interne (LLI) représente une large bande fibreuse et

aplatie, reliant le condyle fémoral interne à l'extrémité interne du tibia tout en s'attachant également à la périphérie interne du ménisque interne. Le ligament latéral externe (LLE) est une bande de section transversale presque circulaire qui relie le condyle fémoral latéral à la face externe de la tête du péroné et qui n'entretient aucun lien anatomique avec la périphérie externe du ménisque latéral (Gray, 1973; Kettelkamp et Jacobs, 1972).

Les ligaments croisés (LCA et LCP) et les ligaments ménisco-fémoraux (Humphrey et Wrisberg) constituent le pivot central de l'articulation du genou. Les premiers sont fortement ancrés à la fois dans l'espace inter-glénoïdien du tibia d'un côté et dans l'espace inter-condylien du fémur de l'autre côté. Le ligament croisé antérieur ou antéro-externe (LCA) s'insère sur la moitié postérieure de la face inter-condylienne du condyle externe, en bas sur la surface pré-spinale du plateau tibial.

Le ligament croisé postérieur ou postéro-interne (LCP) s'insère dans la face inter-condylienne du condyle interne et se termine sur la surface rétro-spinale du plateau tibial. Les insertions fémorales des ligaments croisés sont beaucoup plus puissantes que les insertions tibiales. Les zones d'insertion du (LCP) sont complexes. La longueur est en moyenne de $38 \pm 4\text{mm}$ et l'épaisseur est en moyenne de $13 \pm 1\text{mm}$ (Frank et al., 1990; Warren, 1993). Les sites d'insertions tibiale et fémorale sont 3 à 4 fois plus grands que l'aire de la section du ligament. Dans le plan frontal, le ligament croisé postérieur (LCP) occupe les deux tiers internes de l'échancrure intercondylienne.

Le comportement mécanique des ligaments du genou, 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 (Butler et al., 1986; Mommersteeg et al., 1996; Race et amis, 1994). En effet, une bonne connaissance des ces propriétés mécaniques est un pré-requis pour les analyses numériques du genou humain, (Fig. 1.4).

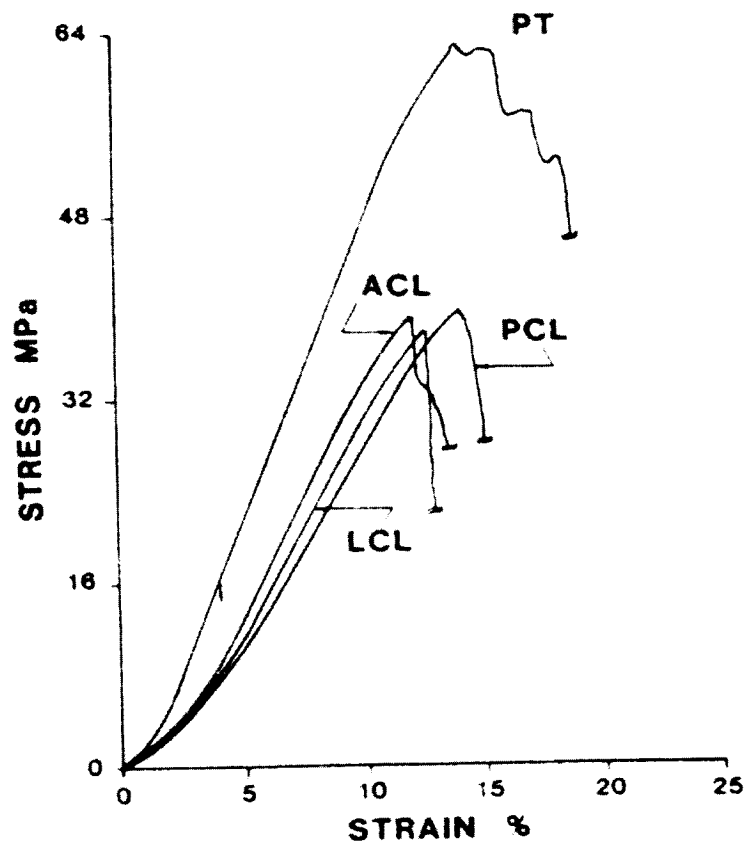


Figure 1.4: Courbes de contrainte-déformation typiques pour les ligaments, ligament croisé antérieur (ACL), ligament croisé postérieur (PCL), ligaments latéral externe (LLE) et du tendon rotulien (PT). D'après Butler et al. (1986).

Dans le genou humain, il existe d'autres ligaments qui peuvent jouer plus ou moins un rôle important, à savoir les deux ligaments fémoro-patellaires. Ces derniers sont appelés les ailerons rotuliens interne et externe Fig. (1.5 et 1.6) et en anglais par «Medial PatelloFemoral Ligament (MPFL)» et par «Lateral PatelloFemoral Ligament (LPFL)» respectivement. Une grande attention a été attribuée au premier ligament pour son rôle potentiel dans la stabilité de la rotule. En effet, certaines études ont mis l'accent sur l'importance et le rôle de ce ligament dans la limitation du déplacement

latéral de la rotule (Feller et al., 1993; Jon et al., 2002, Nomura et al., 2000). Des cliniciens suggèrent que la distension de l'aileron rotulien interne -qui s'oppose au déplacement externe de la rotule- et la rétraction de l'aileron rotulien externe -qui attire cette rotule en dehors de son emplacement- peuvent être à l'origine de l'instabilité rotulienne.

Quant aux propriétés mécaniques de ces ligaments, le seul travail qu'on trouve dans la littérature qui a déterminé les propriétés biomécaniques du MPFL et LPFL est celui de Atkinson et al. (2000). Dans cette étude, les propriétés biomécaniques du MPFL et LPFL obtenues de genoux cadavériques ont été mesurées. Une comparaison entre les propriétés de MPFL et LPFL montre que le premier est plus raide et peut tolérer plus de charge que le dernier.

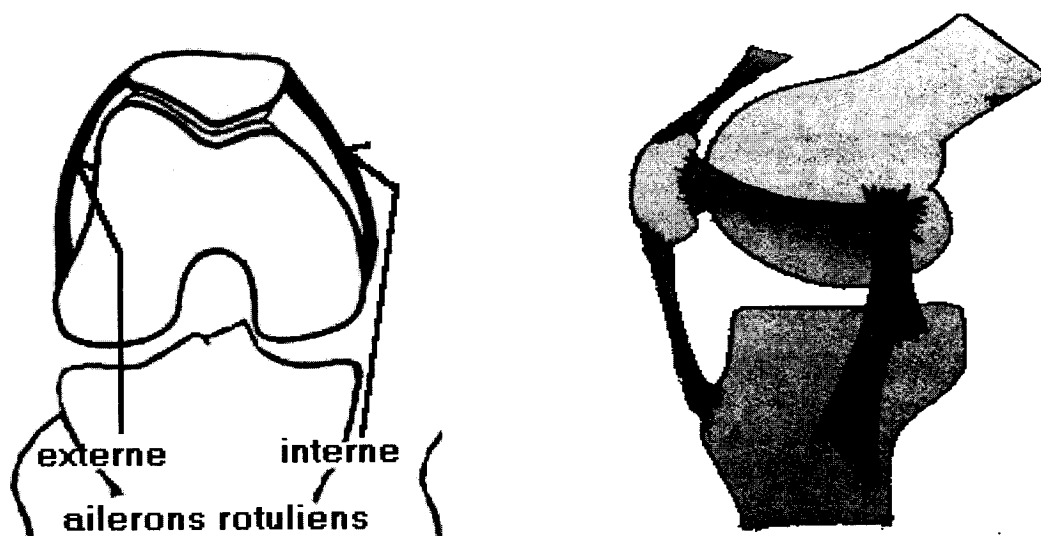


Figure 1.5: La figure à gauche présente les deux ailerons rotuliens interne et externe dans le plan frontal. Celle qui est à droite présente l'aileron rotulien interne dans le plan sagittal.

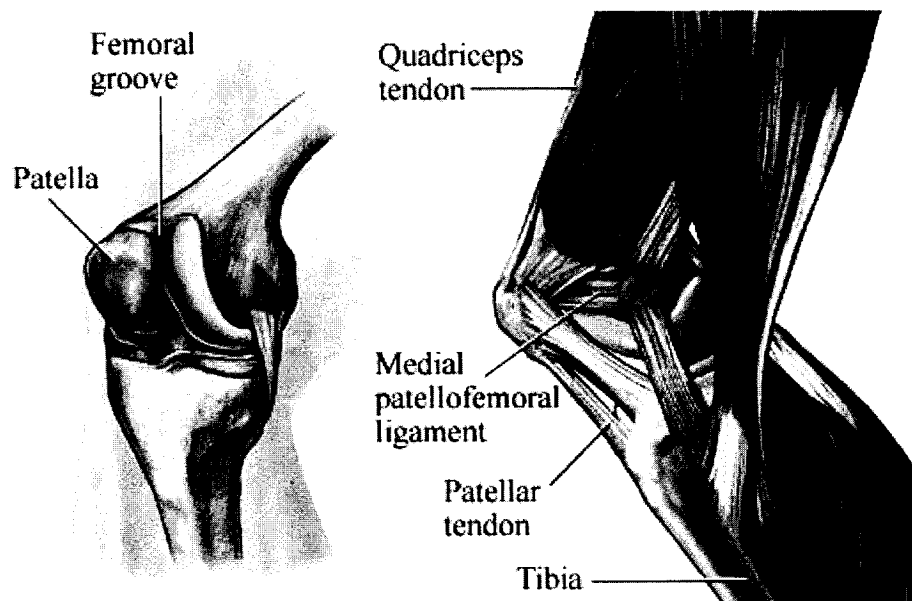


Figure 1.6: Cette vue du coté intérieur d'un genou droit montre les parties osseuses, les muscles, les ligaments et les tendons qui sont liés à la rotule.
<http://www.nucleusinc.com>

1.4 Le tendon rotulien

Le tendon rotulien est un épais ruban fibreux, extrêmement solide, qui s'étend de manière plus ou moins oblique d'en bas et d'en dehors de la pointe de la rotule jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure (Fig. 1.1 et Fig. 1.6). Certaines études ont été effectuées afin de déterminer les propriétés mécaniques du tendon rotulien. L'étude de Butler et al. (1986) ainsi que celle de Staubli et al. (1999) montrent bien que la rigidité du tendon rotulien est plus élevée que celle des ligaments et du tendon du quadriceps (Fig. 1.4).

1.5 Capsule fibreuse

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 du fémorale distale.

1.6 Le Mécanisme Extenseur

Le mécanisme extenseur du genou est un système actif qui permet l'extension du tibia et joue également un rôle de renfort dans la stabilisation passive offerte par le système ligamentaire. Il est formé par les muscles du quadriceps fémoral, la rotule et des tissus d'attachements relatifs incluant le tendon rotulien. Le quadriceps se compose des muscles suivant : le rectus femoris (RF), le vastus lateralis (VL), le vastus intermedius (VI) et le vastus medialis (VM), (Fig. 1.7). Le rectus femoris est le seul muscle qui lie deux articulations, à savoir les articulations du genou et celle de la hanche. La position de l'articulation de la hanche influencera ainsi l'activité du muscle rectus femoris lors de l'extension du genou. Une flexion au-delà de 90° de la hanche peut rendre le muscle RF incapable d'étendre l'articulation du genou. Les muscles vastus sont connectés uniquement à la rotule et par conséquent à l'articulation du genou. Durant la position de marche et de course, la fonction des muscles vastus et de rectus femoris consiste essentiellement à ralentir le joint du genou. Selon Lieb et Perry (1971), le muscle vastus medialis est composé de vastus medialis longus (VML) et de vastus medialis obliquus (VMO). Les fibres des muscles VML et VMO sont respectivement orientées de 15 à 20° et de 55° par rapport à l'axe fémoral.

La rotule est un os sésamoïde situé à la face antérieure (avant) du genou dans le tendon du quadriceps fémoral. Elle se présente sous la forme d'un os triangulaire dont la pointe est dirigée vers le bas, c'est-à-dire vers le tibia. Elle participe à la constitution du squelette du genou en permettant les mouvements de flexion-extension du genou. Sa face articulaire est recouverte de cartilage. Elle se situe entre le tendon du quadriceps qui la maintienne en place, et le tendon rotulien en bas par lequel elle est

reliée au tibia. La rotule s'articule en arrière avec l'extrémité inférieure du fémur, appelée la trochlée, donnant ainsi l'articulation fémoro-patellaire. Son rôle biomécanique consiste à améliorer l'efficacité du mécanisme extenseur durant la flexion du genou (Ahmed et al., 1987) à travers l'augmentation du bras de levier du quadriceps ainsi que centraliser la force de chaque composant du quadriceps (Heegaard et al., 1994). Certains auteurs indiquent que la rotule contribue indirectement à la stabilisation globale du genou.

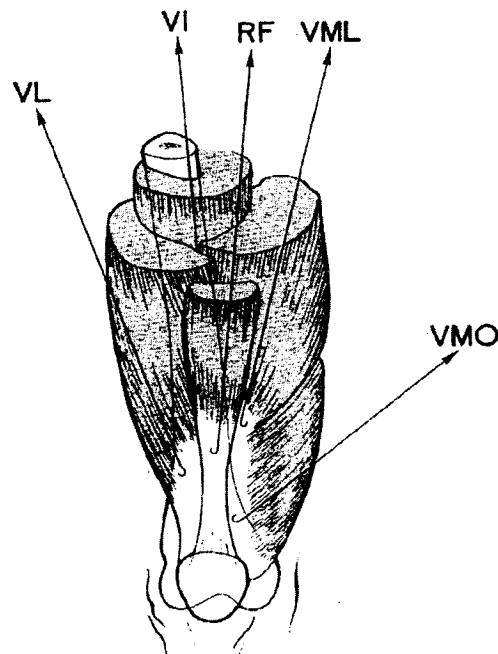


Figure 1.7: Présentation des muscles formant le Quadriceps. Vastus latéralis (VL), Rectus femoris (RF), Vastus intermedius (VI), le Vastus medialis lateralis (VML) et Vastus medialis obliquus (VMO).

1.7 Le muscle du Hamstrings

Le hamstrings est un groupe de trois principaux muscles situé à l'arrière des cuisses qui vont de la partie inférieure du bassin jusqu'au juste en-dessous du genou

(Fig. 1.8). Ils permettent essentiellement de fléchir le genou et de tendre les jambes aux hanches. Ces muscles sont nommés aussi par les Ischio-jambiers. Les trois muscles sont polyarticulaires et ont une action couplée sur la hanche et le genou. Ces muscles constituant le Hamstrings sont essentiellement : le Biceps Femoris (BF) qui sont par eux même divisés en chef court (short head) et chef long (long head), le Semimembranosus (SM), et une combinaison du Sartorius (SR), Gracilis (GR) et le Semitendinosus (ST). Ce dernier regroupement est appelé parfois par TRIPOD vue que ses composants ont le même attachement tibial.

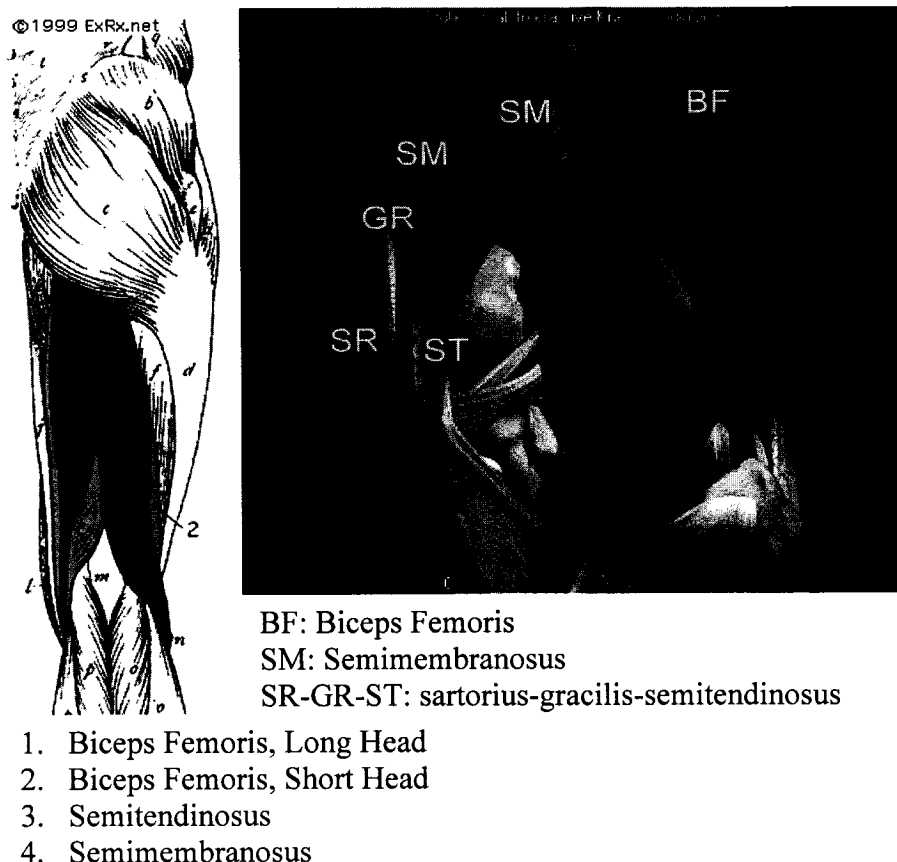


Figure 1.8. Figure montrant l'anatomie du Hamstrings et ses divers composants. BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; SR-GR-ST sartorius-gracilis-semitendinosus. (Hillman, 2003).

Aalbersberg et al. (2005) ont mesuré l'orientation des différents muscles constituant le Hamstrings dans le plan frontal et sagittal sous différents angles (Tab.

1.1). La ligne centrale de chaque muscle a été représentée par un polynôme de second degré. L'orientation d'un muscle a été calculée au niveau de l'intersection entre le polynôme qui le représente et le plateau tibial à l'exception du BF. En effet, l'orientation de ce dernier est calculée au niveau du plan qui est localisé à 10mm en dessous du plateau tibial.

Tendon angles in frontal and sagittal plane

Condition	PT		SM		ST		GR		SR		BF	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
<i>Sagittal plane</i>												
0°	32.0	6.0	-16.1	7.2	-19.6	4.3	-17.4	5.7	-18.7	11.6	7.3	8.6
15°	29.7	6.0	-13.6	4.0	-17.4	5.2	-15.2	5.0	-14.4	9.9	4.5	8.1
30°	27.2	5.3	-14.4	5.5	-18.1	6.0	-17.8	5.8	-15.9	10.5	-0.5	7.9
ext	27.3	4.1	-13.7	7.2	-16.3	3.8	-14.6	4.6	-13.4	9.3	4.9	8.0
unl	30.9	6.6	-14.7	5.0	-18.0	5.3	-16.8	4.3	-15.6	10.4	2.0	6.7
fl	30.6	6.6	-16.1	4.9	-21.2	5.6	-19.6	6.6	-20.5	11.7	3.9	11.3
<i>Frontal plane</i>												
0°	-15.9	7.1	7.0	8.3	5.1	2.8	-7.1	3.9	-11.9	4.7	-11.8	6.4
15°	-10.0	5.7	4.5	8.0	4.3	3.7	-7.4	3.7	-11.5	3.6	-10.5	7.8
30°	-8.3	5.4	2.1	6.8	4.5	3.0	-6.3	5.3	-9.8	4.3	-9.6	7.7
ext	-8.9	5.7	5.6	7.3	5.6	2.9	-6.8	4.5	-11.5	3.9	-7.9	5.6
unl	-15.1	7.4	3.0	5.7	4.8	3.1	-6.2	4.0	-10.8	3.8	-9.9	6.5
fl	-10.5	6.2	4.9	10.3	3.5	3.1	-7.7	4.7	-10.7	5.3	-14.1	8.3

Tendon angles in degrees are averaged (SD=standard deviation) over specific conditions (0°, 15° and 30° of knee flexion, ext=extension, unl=unloaded and fl=flexion conditions) in the sagittal plane (positive values=anterior, negative values=posterior direction of the tendon) and frontal plane (negative value=medial, positive value=lateral direction of the tendon).

Tableau 1.1 : Orientations du tendon rotulien ainsi que les muscles constituant le Hamstrings sous différent angles de flexion d'après l'étude de Aalbersberg et al. (2005).

Les composants du genou sont des éléments qui interagissent entre eux de manière assez complexe. L'interaction entre ces différents composants quand il s'agit de mouvement passif ou sous chargements des muscles a été un objectif de plusieurs études expérimentales et numériques. La compréhension de la réponse du genou humain sous diverses sollicitations est très pertinente dans la résolution de certaines anomalies liées au joint. Dans le chapitre qui suit, nous allons essayer de balayer les travaux expérimentaux ainsi que numériques qui ont traité le sujet du genou humain.

CHAPITRE II

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre se consacre à survoler les études pertinentes qui ont pris le genou humain comme sujet et qui auront potentiellement une liaison avec notre travail. Pour ceci, cette revue bibliographique a été divisée en deux parties: la première s'occupe de présenter les études expérimentales alors que la deuxième se consacre à la présentation des études numériques qu'on va essayer d'en mettre plus l'accent dans cette revue de littérature.

2.1 Études expérimentales

Les études expérimentales qui ont traité le sujet du genou humain sont nombreuses. Plusieurs axes de recherche ont été visés par ces études afin de mieux comprendre le rôle de chaque élément qui constituent le joint et de mieux cerner le mécanisme de transfert de charge à travers l'articulation. Il est à noter que l'accent est mis sur les travaux qui ont étudié le joint fémoro-patellaire et sur le joint fémoro-tibial suite à l'activation des forces musculaires afin d'éviter les redondances qui peuvent avoir lieu avec les travaux de Bendjaballah et al. (1998) et de Moglo (2002) qui ont traité le genou humain dans le cas passif.

L'évaluation de la rigidité globale du genou passe impérativement par la détermination du rôle de chacun des éléments qui le forment ainsi que les efforts et la pression de contact que subisse chacun d'entre eux (Ahmed et al., 1983; Ahmed et Burke, 1983; Butler et al., 1986, Harner et al., 2001). Afin d'évaluer la contribution des ligaments comme les ménisques dans cette rigidité globale, les essais in vitro ont été effectués en appliquant différents types de charges. Les travaux qui ont étudié le mécanisme de transfert des charges sous des chargements simples ou multiples à

travers la quantification de la contribution des ligaments se sont concentrées surtout sur les ligaments croisés vu leurs influences directes dans la stabilité du genou par la mesure de leurs forces ou leurs déformations lors de l'application des charges ou lors du mouvement de flexion du genou (Ahmed et al., 1983; Huberti et Hayes, 1988; Butler et al., 1984; Harner et al., 1988; Markolf et al., 1996, 2004; Li et al., 1999, 2004a). Une partie de ces travaux se sont concentrées sur l'étude du ligament croisé antérieur (LCA) vu la fréquence de sa déchirure lors des activités sportives ainsi que son rôle primordial dans la stabilisation du genou (Markolf et al., 1998; Woo et al., 1998; Li et al., 1998). D'autres travaux ont étudié le joint à travers la détermination des surfaces et pressions de contact dans l'articulation du joint fémoro-tibial sous différents types de chargement (Athesian et al., 1994; Fukukubayashi et Kurosawa, 1984; Huiskens, 1985; Kettlkamp et Jacobs, 1972; Walker et Erkman, 1975, Hsieh et al., 2002, Ahmed et al., 1983; D'agata et al., 1995; Von Eisenhart-Rothe et al., 2004) utilisant différentes techniques tel que la radiographie, la stéréophotogrammétrie, etc. La majorité des montages utilisés permet aussi la de mesurer aussi les déplacements primaires comme les déplacements couplés afin d'avoir une idée sur la cinématique du joint (Höher et al., 1999; Hsieh and Draganich, 1997; Li et al., 1999 et 2002b). Les déplacements primaires sont définis comme les déplacements mesurés dans la direction de la charge contrairement aux déplacements couplés qui sont définis comme les déplacements dans les autres directions autres que celle de la charge.

Concernant le joint fémoro-patellaire, l'étude de sa biomécanique a pris l'intérêt de certaines autres études et qui constitue une étape essentielle pour la compréhension de la pathologie liée à ce joint. En effet, plusieurs travaux ont essayé de mettre en évidence le rôle de la rotule ainsi que les forces transmises à travers elle. Il est bien connu que l'une des fonctions de la rotule est d'augmenter le bras de levier du quadriceps pour améliorer son efficacité. En fait, la rotule est le centre d'action et de convergence des forces produites par les quatre composants du quadriceps (rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) et vastus intermedius (VI)) et

permette de les transmettre vers le tendon rotulien (Hans Ulrich et al., 1988). La résultante de la force du quadriceps et celle du tendon rotulien est égale et opposée à la réaction du joint fémoro-patellaire (PFJR) provoqué par la contrainte dans le cartilage articulaire du joint, (Fig. 2.1). Certains auteurs ont considéré la rotule comme une poulie sans coefficient de frottement attribué (Bandi, 1973; Barry, 1979; Ficat et Hungerford, 1977). Par conséquent, la résultante de la force du quadriceps (F_Q) et celle de la force du tendon rotulien (F_P) sont égales. Des études ont douté de ce modèle et ont montré par des mesures expérimentales que F_Q peut différer de F_P quand l'angle de flexion du genou varie. En effet, l'étude *in vitro* effectuée par Hans-Ulrich et al. (1988) a montré que le rapport entre F_Q et F_P (F_Q / F_P) varie de 1.55 à 70° à 0.86 à 10° de flexion. Les auteurs ajoutent que la différence entre ces deux forces F_Q et F_P influe sur l'amplitude et la direction du PFJR.

La détermination de la force de contact dans le joint fémoro-patellaire a été le sujet de plusieurs études expérimentales dont celles de Ahmed et al. (1983), de Huberti et al. (1988), de Singerman et al., 1995 et Lewallen et al. (1990). Certaines études ont suggéré que le fait d'augmenter la pression de contact dans le joint fémoro-patellaire pouvait être une source de douleur et de dégénérescence du cartilage articulaire (Fulkerson et Shea; 1990). Dans leur étude *in vitro*, Singerman et al. (1995) ont effectué l'expérience sur onze genoux pour déterminer la force de contact dans le joint fémoro-patellaire. Pour certains genoux qui ont subi les tests, il a été montré que l'amplitude de la force résultante de contact croît d'une manière presque linéaire quand l'angle de flexion croît, tandis que pour d'autres genoux, les essais ont montré que cette force décroît à partir d'un certain angle de flexion. Ils ont remarqué aussi que la variation de la direction de la résultante de la force de contact est minime comparée à l'angle de rotation de la rotule. Ficat et Hungerford (1977) ont calculé l'aire de contact dans le joint fémoro-patellaire en variant l'angle de flexion du genou. L'aire de contact augmente par l'augmentation de la flexion du genou. Les valeurs moyennes sont de 2.0 cm² à 30° de flexion, de 3.1 cm² à 60° de flexion et de 4.7 cm² à 90° de flexion.

L'augmentation de l'aire de contact aide à répartir les forces de compression sur une plus grande superficie, ce qui diminue la contrainte de contact.

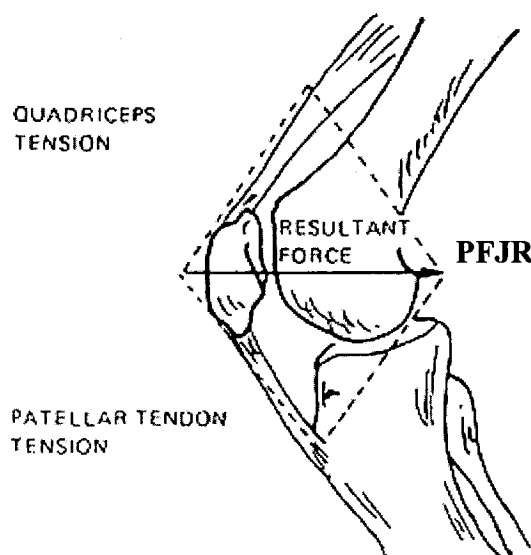


Figure 2.1 : Réaction du joint fémoro-patellaire (PFJR) qui égale à la résultante des forces du quadriceps et du tendon rotulien.

L'étude de Sakai et al. (1996) a mis en évidence l'importance de définir la direction des forces des quatre composants du quadriceps dans un concept en 3D. Ces directions ont une grande influence sur la cinématique de la rotule. Une comparaison entre trois modèles a été effectuée; à savoir le modèle anatomique (Lieb et Perry, 1971), le modèle mathématique (Yamaguishi, 1990) ainsi que le modèle de l'angle Q (sujet de cette étude), (Fig. 2.2). Il a été montré dans l'étude anatomique que la direction de la force du RF fait un angle de 8.5° avec l'axe fémoral du côté médial dans le plan frontal et un angle de 4.5° du côté antérieur dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, il a été rapporté que la direction des muscles VMO et VL est de 42.5° coté

médial et de 13.5° coté latéral respectivement. Dans le modèle mathématique et celui de l'angle Q, la direction de la force du RF/VIM est parallèle à l'axe fémoral. Ceci présente l'unique différence entre le modèle anatomique et le modèle de l'angle Q. Dans le modèle mathématique, la direction des forces des muscles VL et VMO est de 4.5° et 24° respectivement par rapport au RF (qui est parallèle à l'axe fémorale) dans le plan frontal. Ceci présente une grande différence par rapport aux deux autres modèles. Dans le plan sagittal, il a été noté qu'aucune différence n'a été soulignée entre les trois modèles.

N. Sakai et al. / The Knee 3 (1996) 1-7

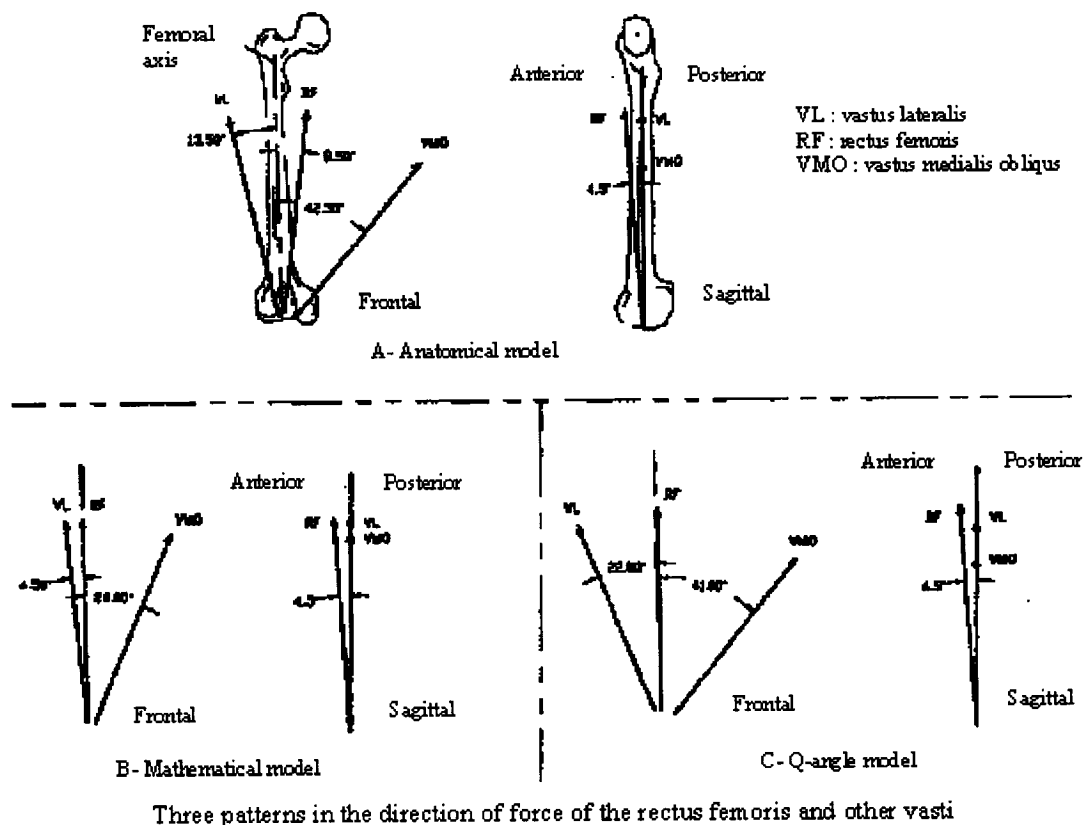


Figure 2.2: Présentation des orientations des muscles du quadriceps selon les trois modèles, anatomique, mathématique et de l'angle Q.

Durant les tests de flexion in vitro (de 0° à 90°), le fémur a été fixé rigidement tandis que le tibia est maintenu libre de se déplacer. Pour simuler activement le mouvement du genou, les muscles RF/VIM, VMO et VL ont été chargés individuellement. Le chargement a été de 40 N pour VMO, de 60 N pour RF/VIM, et de 50N pour VL. Ces valeurs ont été choisies en fonction des rapports des aires de la section de chacun des muscles en se référant à l'étude de Ahmed et al. (1988). Les résultats de l'étude de Sakai et al. (1996) ont montré que la cinématique de la rotule est très sensible à la façon dont les muscles du quadriceps ont été chargés. En effet, ce chargement est important pour l'évaluation de la cinématique de la rotule et que le modèle de l'angle Q a été plus fidèle que les modèles anatomique et mathématique à reconstruire cette cinématique de la rotule (Sakai et al., 1996). En effet, l'angle du quadriceps Q est défini conventionnellement comme l'angle entre la ligne joignant le centre de la rotule et l'attachement central du tendon rotulien au tibia et la ligne joignant le centre de la rotule à l'épine iliaque supérieure antérieure du bassin quand le genou est en extension complète (Ando, 1999), (Fig. 2.3). Certains auteurs considèrent que cet angle correspond à l'angle entre le rectus femoris et le tendon rotulien (Takeo, 1999), alors que d'autres le considèrent comme l'angle entre le vecteur de charge du quadriceps et le vecteur de charge du tendon rotulien (Mizuno, 2001). Dans cette dernière étude in vitro, Mizuno et al. (2001) ont montré l'influence de l'angle Q sur la cinématique du joint fémoro-tibial et fémoro-patellaire. Les auteurs ont effectué des tests de flexion entre 20° et 90° sur six genoux cadavériques tout en variant à chaque fois l'angle Q. Les travaux qui ont étudié la stabilité du joint fémoro-patellaire signalent que celle-ci est dépendante des contraintes passives et dynamiques autour du genou (Gerald et al., 2000). L'aileron rotulien interne (MPFL) présente la contrainte principale passive à la translation externe de la rotule à 20° de flexion. En effet, la force résistante dans ce ligament est évaluée à 60% de la force résistante totale (Desio et al., 1998). D'autres éléments contribuent aussi à la résistance à cette translation externe à savoir le ligament patello-méniscal et le retinaculum externe de 13% et de 10% respectivement. Alors que la contrainte passive à la translation interne

de la rotule est assurée par la structure superficielle et la structure profonde du retinaculum. La structure superficielle est composée des fibres du vastus lateralis et de la bande iliotibiale alors que la structure profonde est composée de l'aileron rotulien externe (LPFL), les fibres profondes de la bande iliotibiale et le ligament patellotibiale externe (Terry et al., 1986). Des troubles dans le retinaculum externe peuvent aboutir à une cinématique anormale de la rotule et une compression externe excessive au niveau du joint fémoro-patellaire. L'incapacité de lever le bord externe de la rotule au dessus du plan horizontal indique des problèmes dans le retinaculum externe et est une indication du déplacement de la rotule (Kolowich, 1990).

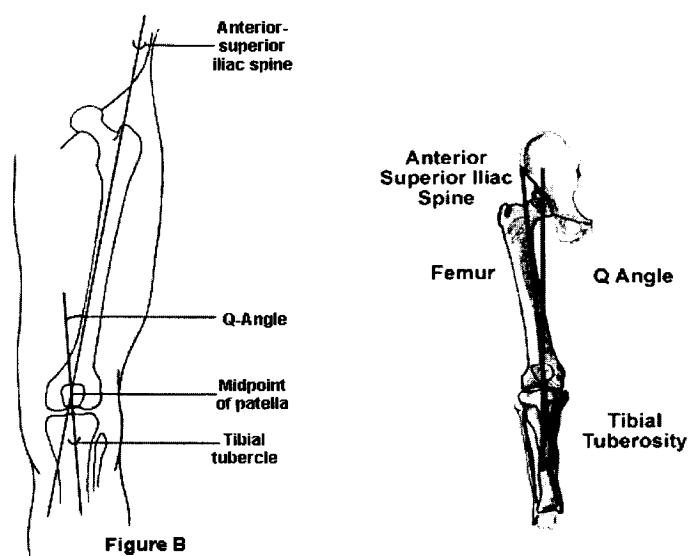


Figure 2.3: Schéma représentant l'angle du quadriceps Q.

Concernant les contraintes dynamiques, elles consistent en les quatre composants du muscle du quadriceps, le rectus femoris (RF), vastus intermedius (VI), vastus lateralis (VL) et le vastus medialis (VM). Ce dernier peut être divisé en longus (VML) et obliquus (VMO). Tous les muscles du quadriceps étendent le genou à l'exception du VMO qui n'agit que pour stabiliser la rotule dans la direction interne

(Gerald et al., 2000). Historiquement, le traitement des douleurs du joint fémoro-patellaire se base sur le renforcement du VMO pour améliorer la stabilité de la rotule (Hanten et Schulthies, 1990; Leveau et Rodgers, 1980). Le renforcement général de tous les muscles du quadriceps, à l'aide d'exercices, peut être un traitement efficace par rapport à la chirurgie pour réduire les douleurs dans le joint fémoro-patellaire (Powers, 1998).

Dans une étude *in vivo*, Kwak et al. (2000) ont étudié l'influence de la co-activation des muscles du hamstrings et de la bande iliotibiale individuellement ou ensemble sur la cinématique des joints fémoro-tibial et féméro-patellaire. Cinq genoux cadavériques ont subi le test de flexion de 0° à 90° sous les différents chargements des muscles maintenus constants. Les rapports de force entre les composants du muscle du quadriceps qui ont été prise en compte dans cette étude sont RF/VI/VML:VL:VMO=3:2:1 avec une force de 178N pour le VL tandis que ceux du hamstrings sont BF:SM:TRIPOD=1:1:0.4 avec une force de 111N pour le BF. La force considérée pour la bande iliotibiale est de 89N. Les résultats montrent que la co-activation du muscle du hamstrings affecte significativement la cinématique du tibia et la localisation des zones de contact induisant un changement significatif de la cinématique de la rotule. En effet, une augmentation de la flexion et du déplacement postérieur de la rotule pour la majorité des angles de flexion du genou a été enregistrée. Les auteurs (Kwak et al., 2000) recommandent la prise en considération des muscles du hamstrings et celui du iliotibiale durant la gestion clinique des douleurs rotuliens. Dans ce même contexte, Li et al. (2004b) ont démontré, en utilisant un dispositif robotique (UFS), une étroite liaison entre la cinématique du joint fémoro-tibial et la biomécanique du joint fémoro-patellaire. En effet, ils ont remarqué que la co-activation des muscles du hamstrings par 200N avec le chargement du quadriceps de 400N, entraîne une élévation de la pression de contact dans le joint fémoro-patellaire durant la flexion. Une augmentation de la pression maximale de ~15% passant de 1.4 ± 0.8 MPa à 1.7 ± 1.0 MPa a été enregistrée à 60° de flexion du genou. Ces résultats impliquent

qu'une contraction excessive des muscles du hamstrings pourrait ne pas être bénéfique pour le joint fémoro-patellaire.

Certaines études ont essayé de trouver le rapport entre l'activation des muscles du quadriceps et la réponse ligamentaire des croisés (Beynnon et Fleming, 1998; Li et al., 1998, 1999 et 2004a; Pandy et Shelburne, 1997; Goss et al., 1998). Ces dernières ont montré que l'activation du quadriceps engendre une augmentation de la tension du ligament LCA en extension complète du genou et qui décroît avec sa flexion. Dans l'étude de Li et al. (1999), le rôle de chacun et de l'ensemble des muscles du quadriceps et du hamstrings sur la cinématique du tibia par rapport au fémur ainsi que sur le ligament croisé antérieur a été investigué. Les mesures enregistrées ont montré que l'activation des muscles du quadriceps de 200N entraînera un déplacement antérieur et latéral du tibia ainsi qu'une rotation interne. Par contre la co-activation des muscles du hamstrings de 80N réduit significativement la translation antérieure et latérale du tibia ainsi que la rotation interne. La réduction du déplacement antérieur suite à la co-activation du hamstrings a entraîné une réduction de la force dans le ligament LCA de 30, 40 et 44% pour les angles de flexion 15, 30 et 60° respectivement. Malgré la différence qui existe entre les méthodes expérimentales, la réduction de la force du LCA suite à une co-activation du hamstrings a été bien confirmée par les études de Markolf et al. (2004), de Draganich et Vahey (1990) et de More et al. (1993). Ces résultats ont donc montré que l'activation du hamstrings avec le quadriceps peut jouer un rôle très important dans la réduction des forces excessives dans le croisé antérieur particulièrement à des angles de flexion faibles. Dans le cas des genoux avec une déchirure du LCA, des études ont montré que la co-activation du hamstrings peut réduire la translation antérieure du tibia (Li et al., 1999; Kalund et al., 1990). Cette conclusion rejoint le fait que le hamstrings est un élément important dans la compensation des anomalies fonctionnelles du genou suite aux lésions associées au ligament LCA (Kalund et al., 1990). Il a été montré dans l'étude électro-myographique de Ciccotti et al. (1994) sur des sujets avec des LCA déchirés et reconstruits qu'une

augmentation des activités du biceps femoris pourrait être considéré comme un mécanisme de protection. Il a été rapporté qu'un retour aux grandes activités sportives est possible pour les sujets avec un croisé antérieur déchiré s'ils arrivent à atteindre un niveau de contraction suffisant de leurs muscles du hamstrings. En effet, ce type de sujets est connu sous le nom de "copers" et il est capable de stabiliser dynamiquement son genou et de reproduire de grandes activités sportives sans avoir recours à la chirurgie reconstructive du LCA (Rudolph et al., 2000 et 2001; Chmielewski et al., 2005). Ces derniers semblent utiliser leurs activités musculaires pour empêcher la déstabilisation de leurs genoux, ce qui leurs permettent d'avoir une cinématique et une cinétique de genou semblable à ceux qui ne souffrent d'aucune blessure au niveau du genou. Par contre, ceux qui gardent les symptômes d'un genou instable durant les activités quotidiennes sont connus sous le nom de "non-copers" (Rudolph et al., 2000, 2001; Chmielewski et al., 2005).

Concernant l'effet des muscles sur le ligament croisé postérieur, certaines études *in vitro* ont été élaborées telles que celles de Markolf et al. (2004), de Li et al. (2004a) et de Höher et al. (1999). Il a été montré que l'activation du hamstrings augmente considérablement la force dans le LCP en comparaison avec le cas où le quadriceps est activé individuellement surtout pour des angles de flexion supérieure à 30° (Markolf et al., 2004) et qu'une co-activation du quadriceps peut réduire significativement cette force (Höher et al., 1999).

Lors de la lésion ou la déchirure de l'un des ligaments croisés, les réponses actives et passives du genou pourront être influencées lui causant ainsi des blessures récurrentes, le rendre instable, ainsi qu'endommager les ménisques et le cartilage articulaire. Pour restaurer le ligament déchiré, des techniques de reconstruction sont mis en place en utilisant les tissus du patient lui-même (l'autogreffe), d'un donneur (l'allogreffe) ou bien en employant des tissus synthétiques. Quand il s'agit de tissus humains, les greffes issus du tendon rotulien ou bien du hamstrings sont fréquemment

utilisés pour la reconstruction des croisés malgré l'existence de différences au niveau des propriétés mécaniques avec le ligament croisé naturel (Butler et al., 1986; Flahiff et al., 1995; Johnson et al., 1994; Race et Amis, 1996; Staubli et al., 1999). Le succès à long terme de la reconstruction dépend de nombreux paramètres tel que la technique utilisée, le matériau du greffon ainsi que sa tension initiale, (Wang et al., 2004; Forster et Forster, 2004; Chang et al., 2003, Shelton et al., 1997, Stringhman et al., 1996, Miller et Gladstone, 2002 ; Aglietti et al., 1997; Woo et al., 1997; Amendola et al., 2003, Morgan et al., 2002; Abramowitch et al., 2003; Boylan et al., 2003; Suggs et al., 2003). Cette tension initiale est considérée comme le premier variable qui peut influencer les résultats de la reconstruction des ligaments croisés (Fleming et al., 2001). L'augmentation de la pré-tension du greffe diminue la mobilité du joint et peut causer des contraintes assez grandes dans le joint alors qu'une diminution de cette pré-tension peut causer une mauvaise restauration de la cinématique du joint (Anderson et Jorgensen, 1998; Fleming et al., 1992 et 2001; Hagemeister et al., 2002; Suggs et al., 2003; Tohyama et Yasuda, 1998).

Afin d'étudier la réponse du genou humain à différents angles de flexion, la plupart des études in-vitro utilisent des supports gardant le genou à une position de flexion donnée. Ce support génère en fait une force artefact contrebalançant le moment généré par les muscles, à savoir le quadriceps et/ou le hamstrings. Cette force, mis à part du moment qu'elle génère, elle introduit une force antéro-postérieure affectant par la suite la réponse du joint. Ahmed et al. (1983) ont montré que l'emplacement du support à plus de 40 cm du plan de l'articulation ne présente aucun effet sur la distribution de la pression au niveau de la rotule. Jurist et Otis (1985) ont effectué une série d'expérience pour déterminer l'effet de la variation de la position de la force restreinte lors de la contraction isométrique du quadriceps. Les résultats montrent que le déplacement antérieur du tibia est plus grand plus que la force restreinte est placée plus loin de l'axe de flexion du genou. Suite à ceci, les auteurs ont suggéré de placer le support le plus près du plan du joint afin de minimiser la force dans le ligament LCA.

Certains de ces résultats ont été confirmés par des modèles numériques. En effet, en utilisant un modèle du genou humain dans le plan sagittal, Pandy et Shelburne (1997) trouve aussi que le placement de cette force restreinte le plus près de l'axe de flexion réduise la force dans le ligament croisé antérieur.

En conclusion, nous pouvons dire que les travaux expérimentaux ont été très pertinents et leurs contributions à l'amélioration de notre connaissance sont remarquables. En effet, le but principal de ces études expérimentales comme les modèles numériques est la détermination des aspects interdépendants qui décrivent la biomécanique du genou sous différents chargements externes dont ceux des muscles en particulier. L'interdépendance entre les joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire a suscité l'intérêt de plusieurs parmi ces études signalant son ampleur et son importance dans la compréhension du mécanisme du genou. Dans le cadre de notre étude, ces études serviront en particulier à valider les résultats biomécaniques de notre modèle, à savoir les résultats concernant la cinématique des joints fémoro-patellaire et fémoro-tibial, les forces ligamentaires, la force dans le tendon rotulien, les forces et les aires de contact fémoro-patellaire et fémoro-tibiale et le moment résistant qu'il soit extenseur ou fléchisseur.

2.2 Études mathématiques et numériques

Les modèles mathématiques du genou humain peuvent être classifiés en deux types : modèles phénoménologiques et modèles anatomiques. Les premiers sont des modèles qui décrivent la réponse globale du genou sans considérer réellement sa structure en détail, alors que les deuxièmes sont des modèles qui sont développés pour étudier le comportement de chaque composant formant le genou. Ces modèles nécessitent une description précise de la géométrie et de la propriété des matériaux de chaque composant.

De plus, les modèles anatomiques peuvent être divisés en deux classes : modèles cinétiques et cinématiques. Les modèles cinématiques décrivent et établissent la relation entre les paramètres de mouvement du joint du genou sans les relier aux conditions de chargement. Par contre, les modèles cinétiques, en incorporant les relations constitutives, relient ces mouvements aux conditions de chargement. Ces modèles se divisent en quasi-statiques et en dynamiques. Les derniers consistent à résoudre les équations différentielles du mouvement, sujet à des contraintes appropriées, pour obtenir les paramètres de force et ceux du mouvement du joint du genou sous chargements dynamiques. Les modèles quasi-statiques déterminent les paramètres de forces et de mouvements du joint du genou humain en résolvant les équations d'équilibre statique, sujet à des contraintes appropriées pour une position spécifique du joint. Cette procédure est répétée pour les autres positions couvrant la plage de flexion du genou.

2.2.1 Modèles dynamiques

La plupart des modèles dynamiques disponible en littérature sont en deux dimensions considérant uniquement le mouvement dans le plan sagittal. Ces modèles ont été décrits par Moeinzadeh et al. (1983, 1988), Moeinzadeh et Engin (1988), Engin et Moeinzadeh (1983), Wongchaisuwat et al. (1984), Tumer et Engin (1993), Tumer et al. (1995), Abdel-Rahman (1991), Abdel-Rahman et Hefzy (1993) et Ling et al. (1997). Le modèle en deux dimensions développé par Moeinzadeh et al. (1983) ainsi que Moeinzadeh et Engin (1983) est considéré comme la première tentative pour déterminer la réponse dynamique du joint fémoro-tibial du genou humain. Les auteurs ont étendu leur travail, et ils ont présenté une version en trois dimensions de leur modèle (Moeinzadeh et Engin, 1988). Avec ce modèle, il n'était pas possible de trouver une solution au problème vu la complexité des équations. Même leur modèle en deux dimensions est limité, en effet la plage de l'angle de flexion est comprise entre 0° et 55° . Cette limitation a été due essentiellement à la représentation mathématique du profil fémoral qui diverge significativement par rapport à l'anatomie du fémur.

Engin et Tumer (1993) ont développé la version modifiée du modèle de Moeinzadeh et al. (1983); Moeinzadeh et Engin (1983, 1988) et ont proposé deux méthodes améliorées pour obtenir la réponse du modèle du genou. Abdel-Rahman et Hefzy (1993) ont aussi présenté une version modifiée du même modèle et ils ont introduit d'autres approches pour résoudre le modèle dynamique en deux dimensions du joint fémoro-tibial. Les équations algébriques non linéaires trouvées après certaines transformations ont été résolues par la méthode de Newton-Raphson. En effet, ils ont utilisé un profil anatomique du fémur, ce qui a rendu possible l'augmentation de la plage du mouvement de flexion du genou jusqu'à 90°. Les travaux cités précédemment (Abdel-Rahman, 1991; Abdel-Rahman et Hefzy, 1993; Moeinzadeh et Engin, 1983 et 1988; Wongchaisuwat, 1984) peuvent être perçus comme différentes versions du même modèle de Moeinzadeh et al. (1983). Dans toutes ces études, des limitations du fait que le modèle est en deux dimensions sont bien présentes. Une autre approche a été présentée par Abdel-Rahman et Hefzy (1998), celle-ci a permis le développement d'un modèle en trois dimensions se composant de deux corps en contact (le fémur et le tibia) avec les différents ligaments. Chaque articulation du joint fémoro-tibial est présentée par des fonctions mathématiques séparées. Les ligaments sont considérés comme des ressorts non linéaires élastiques. Malgré les efforts effectués et la complexité des modèles développés, ces derniers restent toujours limités vu qu'ils négligent la présence du cartilage articulaire et des ménisques.

2.2.2 Modèles quasi-statiques, fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires

Depuis les années 90, les études mathématiques et numériques (par éléments finis) ont pris de l'ampleur pour caractériser et modéliser le genou humain. Ces modèles ont pour but principal la prédiction du comportement et de la cinématique du joint ainsi que la détermination du rôle de chacun des composants actifs et passifs, le transfert des charges, la distribution de pression dans les différentes zones de contact et les forces ligamentaires. Les modèles ont été améliorés avec la disponibilité des propriétés mécaniques des tissus constituant le joint ainsi que par l'avancement des

outils d'imagerie pour la reconstruction géométrique du joint. Dans cette revue de la littérature, l'accent est mis un peu plus sur les travaux qui ont étudié le joint fémoro-patellaire que de ceux qui ont traité le joint fémoro-tibial.

En ce qui concerne les modèles fémoro-tibiaux, plusieurs études ont été menées et la précision des résultats fournis par chacune d'entre eux dépend essentiellement de l'intégration ou non des éléments constituant le joint. Un grand nombre de modèles fémoro-tibiaux ont été développés par la méthode des éléments finis représentant l'articulation fémoro-tibiale sans prendre en considération la présence des ménisques. (Atkinson et al., 2000; Blankvoort et Huiskes, 1991; Blankvoort et al., 1991; Crowninshield et al., 1976; Grood et Hefzy, 1982). Le modèle de Blankvoort et Huiskes (1991) a considéré des surfaces articulaires déformables avec une faible épaisseur représentant le cartilage alors que les ligaments ont été représentés par des ressorts non linéaires, (Fig. 2.4). Les surfaces articulaires ont été obtenues par la technique de stéréophotogrammétrie et le contact entre elles a été considéré sans frottement. Dans ce modèle, des tests de flexion ont été effectués sous différents chargements notamment les moments internes et externes.

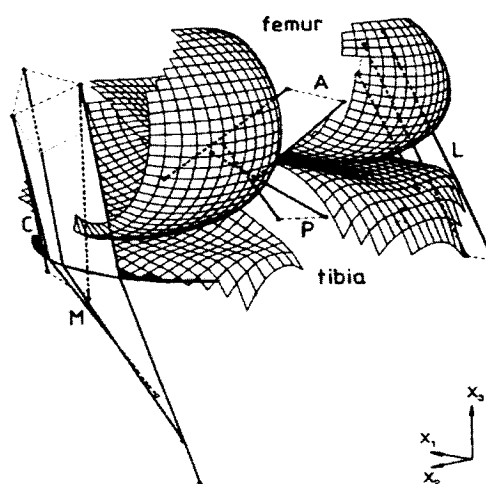


Figure 2.4. Représentation de la géométrie du modèle par éléments finis de Blankvoort et Huiskes (1991). Ce modèle inclut les condyles fémoraux, les surfaces

tibiales ainsi que les ligaments principaux qui sont présentés par des lettres. (A=LCA, P=LCP, M=LLI, L=LLE).

Les modèles fémoro-tibiaux qui ont considéré les ménisques sont moins nombreux et ceci s'explique par la complexité de l'analyse de contact ainsi que la complexité de la géométrie des interfaces (ménisque-tibia) et (ménisque-fémur). Le manque de données expérimentales sur la résistance en tension de ces tissus a été dans un premier temps un handicap pour le développement des modèles numériques des ménisques. Parmi ceux qui ont considéré les ménisques, on dénombre le modèle de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) qui a été suivi par celui de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005), celui de Li et al. (2002a), le modèle de Haut Donahue et al. (2003) et récemment celui de Peña et al. (2005). Dans les modèles de Li et al. (2002a) et celui de Peña et al. (2005), une reconstruction d'un spécimen de genou à l'aide des images obtenues par la méthode de résonance magnétique (IRM) a été effectuée. Le travail de Li et al. (2002a) consistait en l'étude paramétrique de la biomécanique du genou avec un ligament croisé blessé et reconstruit. Leur modèle par élément finis est composé par la géométrie des os (fémur, tibia et rotule), le cartilage fémoral et tibial, les ligaments croisés et collatéraux ainsi que des éléments ressorts non linéaires simulant la résistance équivalente des ménisques. Les ligaments sont aussi modélisés par des éléments ressorts non linéaires tandis que le cartilage est considéré comme un matériau élastique linéaire et les structures osseuses comme des corps rigides. Un module d'élasticité de 5MPa et un coefficient de Poisson de 0.45 ont été attribués pour simuler le matériau du cartilage. Dans ce modèle, le joint fémoro-patellaire n'est pas pris en considération et la force du quadriceps est simulée par la force qui agit dans la direction de la ligne centrale du tendon rotulien laissant savoir que cette force est constante durant les quatre angles de flexion considéré : 0°, 30°, 60° et 90°. Dans ce contexte, le joint fémoro-patellaire est alors considéré comme une poulie où la force du quadriceps est totalement transmise au tendon rotulien, théorie

que les études expérimentales ont prouvé sa non validité (Ahmed et al., 1987; Buff et al., 1988).

Le modèle de Peña et al. (2005) considère que les ménisques et le cartilage articulaire comme des structures homogènes, élastiques et linéaires alors que les ligaments comme des structures isotropiques et hyper-élastiques. Dans une étude sur la réponse de contact entre cartilage-cartilage, Donzelli et al. (1999) ont montré que dans un temps assez court les résultats de contact ne sont pas influencés par la non prise en considération de la nature poroélastique du cartilage ni par la perméabilité non linéaire du cartilage dans ce même intervalle de temps. Sur cette base, Peña et al. (2005) ont supposé que ces résultats sont aussi valables dans le cas des ménisques. Le but de cette étude (Peña et al., 2005) a été l'estimation des aires de contact ainsi que la distribution des contraintes au niveau du cartilage suite à une charge de compression dans les trois cas de joint fémoro-tibiaux suivants : un joint sain, un joint avec une déchirure dans l'un des deux ménisques et dernièrement dans le cas d'un joint qui a déjà subi une méniscectomie. Il est à noter que ce modèle ne tient compte que de la position de l'extension complète du genou ce qui pourrait être considéré comme une limitation majeure de ce modèle.

Le modèle fémoro-tibial qui a été jugé par le plus complet dans la littérature (Moglo, 2002) est celui de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) qui a été amélioré dans une étape ultérieure par Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) (Fig. 2.5). Dans ce modèle, une tomographie assistée par ordinateur avec des numérisations et mesures directes a été effectuée sur un spécimen de genou humain afin de reconstruire la géométrie entière et détaillée de celui-ci et par la suite construire un modèle par élément finis en 3D. Ce modèle est constitué de trois structures osseuses (tibia, fémur et rotule), du cartilage articulaire associé à chacune de ces structures, les deux ménisques, médial et latéral, ainsi que des cinq principaux ligaments (collatéraux, croisés et le tendon rotulien). Le ménisque a été présenté comme un composite non

homogène avec une matrice renforcée par des fibres de collagènes radiales et circonférentiels. Le contact entre le cartilage fémoral et les ménisques ainsi que le contact entre le cartilage fémoral et le cartilage tibial sont considérés comme des contacts à grands déplacements sans coefficient de frottement.

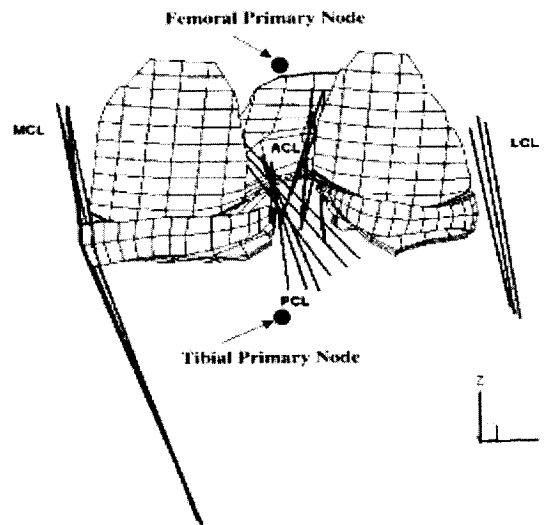


Figure 2.5 : Vue postérieure du modèle d'éléments finis montrant les tissus mous (ménisques, cartilage articulaire et les ligaments). Les corps rigides sont représentés par ces nœuds primaires. (Moglo et Shirazi-Adl, 2003a, 2003b et 2005).

Dans les travaux de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998), les auteurs ont étudié uniquement le joint fémoro-tibial en extension complète sous divers chargements. La connaissance de la réponse du joint à la suite d'une charge de compression a été l'un des buts de ces études. En effet, la détermination des forces transmises à travers les composants du joint ainsi que la détermination du rôle et de l'influence des ligaments et de l'état des contraintes sous l'effet des moments varus-valgus et sous la charge des forces antérieures et postérieures ont été parmi les objectifs de ces études. Ce modèle était une porte d'accès pour développer d'autres études plus complexes et laborieuses. En effet, Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) ont amélioré le modèle du genou de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) en

raffinant le maillage au niveau du cartilage tibial afin d'obtenir une détermination de zones de contact ainsi que des contraintes beaucoup plus précises au niveau des plateaux tibiaux. Cette modification avait pour but d'analyser la réponse du genou sous l'effet de la flexion du joint. Le phénomène de couplage entre les ligaments LCA et LCP durant la flexion passive du genou humain (Moglo et Shirazi-Adl, 2003b) a été parmi les résultats pertinents de ces travaux. Dans les études de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005), les déformations initiales des ligaments qui ont été employées, calculées à la fin de l'étape ligamentaire, sont -4.2%, 2.3%, -16.9%, -6.8%, 2.6% et 1.8% respectivement aux ligaments am-LCA, pl-LCA, al-LCP, pm-LCP, LLE et LLI. Les déformations initiales découlent des études antérieures de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) à l'exception du ligament LCP où un changement de la déformation initiale des ces faisceaux lui a été introduit. En effet, ce changement a été la cause des forces excessives prédites lors des tests de l'effet de la force horizontale sur le genou (Bendjaballah et al., 1998; Moglo et Shirazi-Adl, 2003b) et selon l'optimisation des déformations initiales proposées par Blankevoort et Huiskes (1991).

Comme les travaux de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998), les études de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) ont été effectuées en l'absence du joint fémoro-patellaire ce qui constitue une limitation dans le cas d'études sous le chargement des muscles. Dans ce contexte, certaines études se sont concentrées à étudier le joint fémoro-patellaire. En effet, Hirokawa (1991), Heegard et al. (1995) ainsi que Hefzy et Yang (1993) ont modélisé le joint fémoro-patellaire en 3D afin de déterminer la cinématique de la rotule ainsi que la force de contact dans le joint. Leurs modèles sont considérés comme étant parmi les plus complets dans la littérature. Hirokawa (1991) a utilisé des équations mathématiques pour décrire la surface articulaire du joint fémoro-patellaire. Dans ce modèle en 3D, la géométrie du joint et les propriétés mécaniques du tendon rotulien sont pris en considération. Les aires d'attachement des muscles et des ligaments sont mesurées à partir de trois genoux cadavériques. Les quatre muscles du quadriceps sont modélisés par deux lignes qui

suivent à peu près la direction du vastus intermedius. Des résultats décrivant le mouvement de la rotule en fonction de l'angle de flexion du genou ont été fournis. Des problèmes de contact ont été aussi signalés pour des degrés de flexion moins de 10° ce qui a obligé à ce que la plage de flexion du genou soit comprise entre 20° et 160° .

Heegaard et al. (1995) ont développé un modèle en 3D par éléments finis, (Fig. 2.6). Ils ont considéré le fémur comme un corps rigide et uniquement sa géométrie a été prise en compte. La rotule a été considérée comme un corps déformable. Dans ce modèle, le fémur a été fixé rigidement alors que le tibia est maintenu libre de fléchir. La force totale du quadriceps a été appliquée dans la direction du rectus femoris. Il est à noter que le contact cartilage-cartilage est considéré sans coefficient de frottement. L'une des restrictions de ce modèle est que l'intervalle de flexion est compris entre 30° et 135° . En effet, des problèmes de stabilité ont été présents pour des degrés de flexion inférieurs à 30° . Dans cette étude, des résultats concernant la cinématique et la dynamique du joint fémoro-patellaire incluant l'analyse de la tension du tendon rotulien, la pression de contact et la contrainte au niveau de la rotule ont été présentées.

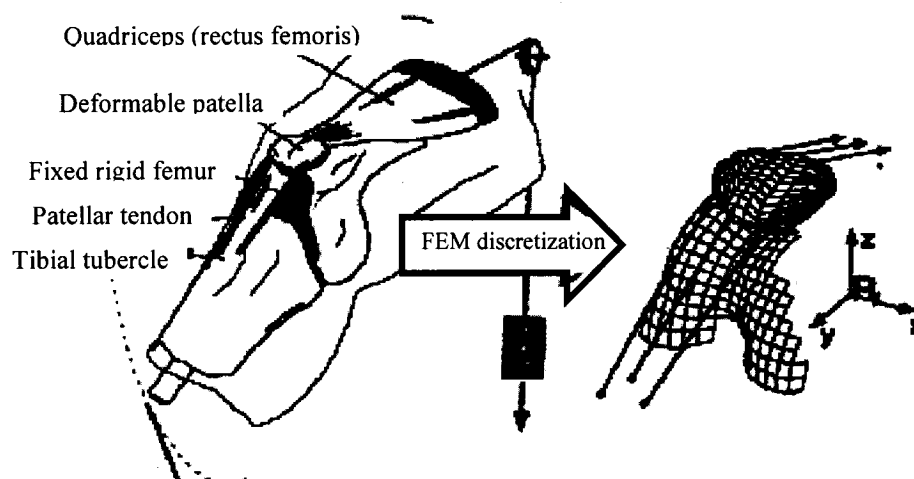


Figure 2.6 : Le modèle fémoro-patellaire de Heegard et al. (1995)

Il est à noter que dans les études citées précédemment, les muscles du quadriceps sont plutôt présentés par un ou deux vecteurs de force. Ceci nous amène à

dire que ces modèles ne peuvent pas être utilisés pour prédire l'impact et l'influence de chacun des muscles du quadriceps sur les forces de contact et la stabilité du joint fémoro-patellaire ainsi que leurs influences sur la cinématique du joint.

Dans ce même cadre, Dhaher et Kahn (2002) ont introduit un modèle mathématique pour déterminer l'impact du Vastus Medialis (VM) sur les forces de contact dans le joint fémoro-patellaire. En fait, ils ont déterminé la plage des forces du vastus medialis obliquus (VMO) et du vastus medialis lateralis (VML) qui cause une augmentation ou une diminution des douleurs dans le joint. Les muscles du quadriceps ont été représentés par cinq forces : vastus lateralis (VL), vastus intermedius (VI), rectus femoris (RF), vastus medialis lateralis (VML) et vastus medialis obliquus (VMO). Dans ce modèle, la rotule possède six degrés de liberté, 3 translations et 3 rotations alors que le tibia possède 3 rotations (flexion/extension, varus/valgus, et la rotation interne/externe). En effet, tous les mouvements ont été analysés par rapport au fémur. Les auteurs n'ont pas considéré la présence des ménisques et ils n'ont pas donné des indications claires sur l'orientation des forces qui simulent les muscles.

Dernièrement, et dans le but d'étudier la biomécanique du genou humain suite à une déchirure du ligament LCP et suite à sa reconstruction par différentes techniques, Ramaniraka et al. (2005) ont conçu un modèle par éléments finis du genou humain incluant les deux joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire. Les ligaments croisés, collatéraux et le tendon rotulien sont considérés comme des structures hyper-élastiques. Les joints fémoro-tibial, fémoro-patellaire et méniscofémoral sont modélisés par des éléments de contact à grand déplacement. Un coefficient de frottement de 0.1 a été introduit entre ces interfaces en suivant la loi de Coulomb. Le cartilage articulaire a été considéré comme un matériau homogène avec un module d'élasticité de 12MPa et une valeur de 0.45 comme coefficient de Poisson. Dans ce travail, on ne trouve pas des indications claires sur la manière dont les ménisques ont été modélisés. Les conditions aux rives employées dans ce travail consistent à

maintenir le fémur rigidement fixé alors que le tibia est libre de mouvoir. Le genou subit une flexion de 0° à 90° par l'application de forces dans les directions du biceps femoris et le semi-tendinosus. Le muscle du quadriceps a été représenté par 80 éléments de ressort linéaires fixés aux zones d'attachement du muscle au fémur du côté proximal. Dans ce modèle, aucune indication sur les orientations des muscles ni sur leurs amplitudes n'a été indiquée. Dans la position d'extension complète, aucune précontrainte n'a été attribuée aux ligaments, ce qui rend à l'évidence le fait que le modèle ne pourra pas être validé.

Dans le cadre de la présentation des mouvements des joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire, un système de coordonnées locale est généralement employé afin de mieux interpréter cliniquement les résultats obtenus. Grood et Suntay (1983) ont présenté un système de coordonnées convective pour décrire géométriquement le mouvement de translation et de rotation entre deux corps rigides décrivant le système d'angle d'Euler. Les trois translations qui décrivent le mouvement du joint fémoro-tibial et le joint fémoro-patellaire sont le médial-latéral, le antérieur-postérieur et le proximal-distal (Fig. 2.7 et Fig. 2.8). Relativement à ces axes de translation, les rotations du joint fémoro-tibial sont l'extension-flexion, le varus-valgus et l'interne externe alors que pour le joint fémoro-patellaire, elles sont l'extension-flexion, la rotation médiale-latérale ainsi que le tilt médial-latéral (Fig. 2.7 et 2.8).

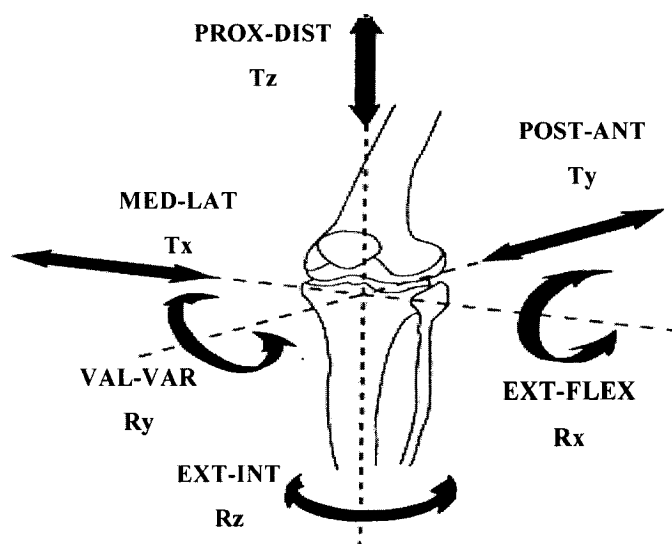


Figure 2.7 : Présentation des axes anatomiques du joint fémoro-tibial.

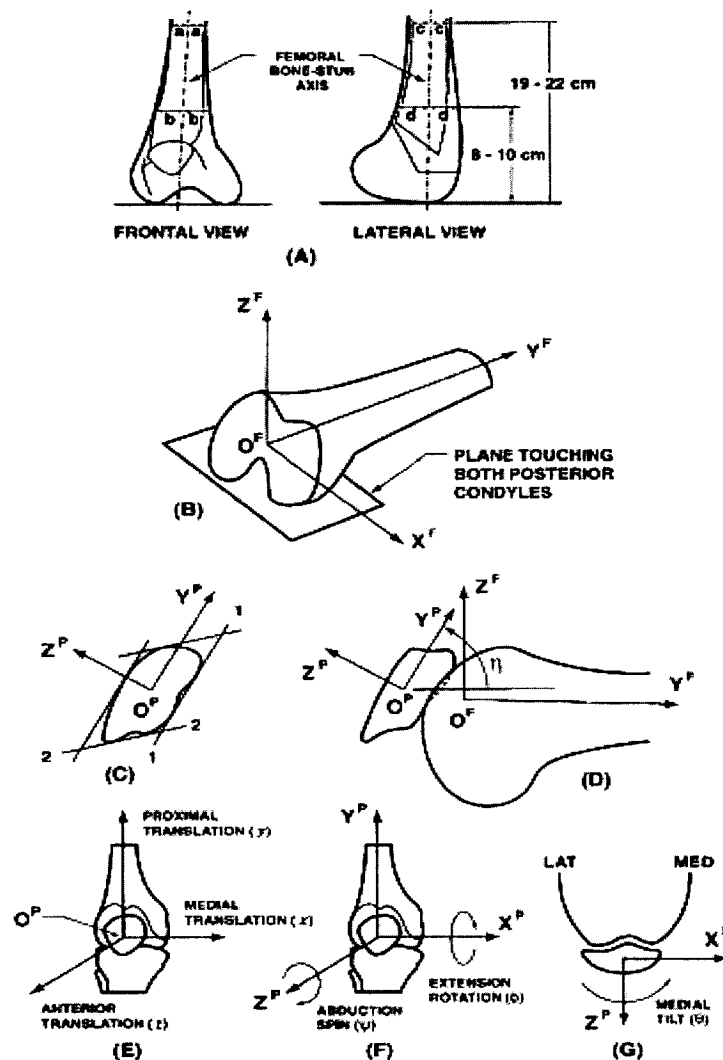


Figure 2.8 : Système de référence fémoral et rotulien : A. M. Ahmed et N. A. Duncan (2000)

(A) Definition of femoral bone-stub axis as the line joining the centers of two transverse sections, one located at 8–10 cm and the other at 19–22 cm from the joint line. (B) X^F – Y^F – Z^F system fixed to the femur: Y^F axis collinear with the femoral shaft; X^F axis parallel to the plane touching posterior aspects of both condyles. (C) X^P – Y^P – Z^P system fixed to the patella. The location of the origin O^P is defined using the parallelogram enclosing the patella and Y^P axis is defined parallel to the tangent 1–1. (D) Relative locations and orientations of the two systems. The X^P – Y^P – Z^P system is parallel to the X^F – Y^F – Z^F system but rotated by the angle η about the X^F axis. (E) Patellar translations of the origin O^P . (F) Patellar extension and spin rotations. (G) Patellar tilt rotation.

CHAPITRE III

OBJECTIFS ET PLAN DE LA THÈSE

3.1 Objectifs

La revue de la littérature nous a permis d'avoir une vue d'ensemble sur les travaux existants expérimentaux et numériques prenant comme sujet l'étude du genou humain. En fait, le genou humain est une articulation complexe et sa modélisation la plus fiable nécessite une bonne connaissance de l'anatomie fonctionnelle et des propriétés biomécaniques de chacun des organes formant cette articulation. Les études expérimentales ont touché une multitude d'axes de recherche tel que la détermination de la cinématique du joint, des forces ligamentaires sous différents chargements, de la pression dans l'articulation et des propriétés biomécaniques des éléments constituant le genou. Elles sont en fait indispensables à l'amélioration des modèles numériques qui constituent une alternative fiable et complémentaire aux études expérimentales afin d'étudier le joint du genou humain.

La revue de la littérature sur la modélisation du genou nous a montré l'absence d'un modèle numérique en trois dimensions qui a étudié complètement le genou humain en tenant compte de tous les paramètres qui permettent de le décrire fidèlement. Les modèles tridimensionnels les plus complets du genou humain et qui sont disponibles actuellement sont celui de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) et de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005). L'inconvénient du premier par rapport au dernier, c'est qu'il se limite à la position de l'extension. Les travaux de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) ont permis l'étude du joint avec différentes charges pour plusieurs positions de flexion-extension allant de 10° d'extension à 90° de flexion du genou. Ces modèles ont étudié le joint fémoro-tibial

d'une manière passive sans l'incorporation du mécanisme extenseur constitué par la rotule, le ligament rotulien ainsi que les muscles du quadriceps et du hamstrings. Avec ce modèle il est impossible alors d'avoir tout ce qui se passe au niveau du joint fémoro-patellaire et d'avoir l'impact et l'influence des muscles sur l'ensemble de la réponse du genou humain.

Suite à ce manque de modèles numériques et complets du genou qui tient compte des éléments cités précédemment, ce travail envisage de faire suite aux études antérieures de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) et de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) en introduisant le mécanisme extenseur ainsi que le muscle du hamstrings et analyser par la suite intensivement le joint en plusieurs positions de flexion allant de 0° jusqu'à 90° sous différents types de chargement, essentiellement ceux des muscles. Compte tenu de ces objectifs et afin de pouvoir les réaliser, le travail suit alors les grandes lignes suivantes :

- Transférer le modèle fémoro-tibial de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) du logiciel maison BIOMECH (1995) au logiciel ABAQUS (version 6.3). Ce dernier possède des capacités de visualisation plus performante que le premier et un temps d'exécution nettement plus court permettant plus de manœuvre et plus de flexibilité dans nos analyses à l'avenir.

- Effectuer quelques simulations relatives à des études déjà effectuées par Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) afin de valider nos résultats numériques en les comparant avec les siens et tester l'aptitude d'ABAQUS (version 6.3) à résoudre ce type de problème non linéaire.

- Introduire le mécanisme extenseur incluant la rotule, le tendon rotulien, les ligaments MPFL et LPFL ainsi que les muscles du quadriceps au modèle fémoro-tibial de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005).

- Étudier la réponse biomécanique du genou au complet sous la sollicitation de différentes amplitudes de la force du quadriceps en flexion pour les positions allant de l'extension complète jusqu'à 90° de flexion.

- Effectuer une étude de convergence en raffinant le maillage du modèle.

- Étudier l'impact de l'altération des conditions aux rives afin de déterminer leur rôle dans la biomécanique du genou quand le genou est sous la sollicitation du quadriceps. En effet, la flexion du genou est appliquée au fémur au lieu qu'elle soit appliquée au tibia.

- Dans le cas de greffe de l'un des ligaments croisés, il s'avère que le comportement biomécanique du genou pourra être altéré. Parmi les paramètres de reconstruction qu'on doit considérer, on cite les déformations initiales des greffons. Étudier l'influence de ces derniers sur le système sous un chargement constant du quadriceps était parmi les objectifs de ce travail.

- Introduire le muscle du hamstrings dans le modèle et étudier son influence sur la réponse biomécanique du genou à l'aide d'analyse avec différents types de chargements.

- Étudier l'influence de la présence d'une force restreinte perpendiculaire au tibia dans le plan sagittal sur la biomécanique du genou pour les deux positions 0° et 90°. Cette force contrebalance le moment tibial et elle sera appliquée dans plusieurs cas de chargement de muscles, à savoir le quadriceps seul, le hamstrings seul et la combinaison des deux.

- Finalement, sous la charge du hamstrings seul, on envisage d'étudier aussi l'altération des déformations initiales des ligaments croisés sur le genou humain.

Les résultats de ces analyses comprennent essentiellement la cinématique et la cinétique du joint fémoro-tibial et fémoro-patellaire. L'intérêt que porte ces analyses est la compréhension de la biomécanique du genou sous la sollicitation des muscles, qui sont considéré comme les éléments moteurs du genou. Cette compréhension est pertinente ainsi qu'essentielle pour fin de prévention, diagnostic, évaluations et

traitements (chirurgicaux et physio-thérapeutiques) des problèmes associés aux articulations du genou humain.

3.2 Plan de la thèse et présentation des articles

Cette thèse comporte une introduction décrivant les enjeux socio-économiques liés au genou humain, un chapitre décrivant l'anatomie fonctionnelle du genou ainsi que les muscles du quadriceps et hamstrings, une revue de la littérature, trois articles présentés sous forme de trois chapitres différents, une discussion générale et une conclusion des différents résultats obtenus.

- La revue bibliographique se consacre à la présentation des travaux expérimentaux ainsi que les modèles numériques qui ont pris comme sujet l'étude du genou humain.
- Un chapitre a été aussi élaboré afin de décrire les objectifs et le plan de la thèse.
- Le quatrième chapitre se consacre à l'étude de la biomécanique du genou en flexion sous différentes forces du quadriceps et qui est présenté sous forme d'article intitulé (Mesfar W. et Shirazi-Adl A., 2005) **“Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces”**
- Un cinquième chapitre a été élaboré afin d'étudier l'influence de la variation des déformations initiales des ligaments croisés sur la biomécanique du genou en flexion. Ce chapitre est présenté aussi sous forme d'article intitulé (Mesfar W. et Shirazi-Adl A., 2005) **“Biomechanics of changes in ACL and PCL prestrains in the active knee joint in flexion”**
- Le sixième chapitre est une étude de l'influence de la présence des muscles du quadriceps et hamstrings sur la réponse biomécanique du genou humain. Une étude sur l'influence de la présence d'une force restreinte sous différentes configurations de chargement des muscles a été aussi effectuée. Ce chapitre est aussi sous forme d'article intitulé (Mesfar W. et Shirazi-Adl A., 2005) **“Forces in cruciate ligaments, contact**

forces and joint moment under joint muscle forces in flexion-role of tibial restraining force''

Il a été rapporté dans la revue bibliographique que les travaux de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) et de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) ont présenté le modèle le plus complet du genou dans la littérature. Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005) ont étudié la réponse du genou en flexion-extension à l'encontre des travaux de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) où l'extension nulle était la seule position qui a fait l'objet de leurs études. Toutefois, tous ces travaux n'ont étudié que la réponse de l'articulation fémoro-tibiale. Par conséquent, notre premier article présenté au quatrième chapitre sur l'étude de la biomécanique du genou en flexion sous différentes forces du quadriceps représente le plus grand pas vers l'évaluation numérique du modèle avec la présence du mécanisme extenseur, incluant pour la première fois le joint fémoro-patellaire. Différentes charges ont été attribuées au quadriceps et les analyses ont couvert la plage de flexion entre 0° et 90°. Plusieurs configurations ont été aussi analysées dans cette étude notamment les conditions aux rives et la présence d'une force restreinte dans les positions de 0° et 90° de flexion.

Dans une seconde étape, l'étude de l'altération des déformations initiales des ligaments croisés sous la force du quadriceps et lors de la flexion du genou a abouti à l'élaboration du deuxième article. Différentes déformations initiales ont été attribuées aux deux ligaments croisés LCA et LCP afin de voir l'influence de chacune d'elles sur la réponse biomécanique du genou. L'influence aussi du remplacement des ligaments croisés par des structures semblables au tendon rotulien sur la réponse biomécanique du genou a fait aussi l'objet de cette étude. Juste après cette étude, on a voulu compléter notre modèle par la modélisation du hamstrings. En effet, le joint a été analysé sous différents cas de configuration de chargement, à savoir le quadriceps seul, le hamstrings seul et la combinaison des deux. Cette étude a mené la rédaction d'un troisième article. Dans cet article, l'étude de la présence d'une force restreinte pour les

différents cas de chargement a été aussi effectuée ainsi que celle de l'altération des ligaments croisés sous le chargement seul du hamstrings. Ces trois articles fournissent des résultats de grande importance pour fins de diagnostic, de traitement et de réhabilitation du genou humain après blessures constituant ainsi le fond de notre travail.

CHAPITRE IV

BIOMECHANICS OF THE KNEE JOINT IN FLEXION UNDER VARIOUS QUADRICEPS FORCES

Sommaire

Un modèle élasto-statique non-linéaire 3-D d'éléments finis du genou incluant les deux articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire a été utilisé afin de déterminer la réponse détaillée du genou en flexion entre 0° et 90° sous différentes charges du muscle du quadriceps (3N, 137N et 411N). Ce modèle est constitué de trois structures osseuses (tibia, fémur et rotule) et leurs cartilages articulaires, les deux ménisques, les ligaments principaux (les deux croisés, les deux latéraux, les ailerons rotuliens interne et externe), le tendon rotulien et le muscle du quadriceps. Les conditions aux rives ont été choisies de façon à ce que le joint préserve sa stabilité et sa mobilité libre durant les mouvements. Les résultats ont montré que l'augmentation de la force du quadriceps augmente significativement les forces dans le ligament croisé antérieur (LCA), le tendon rotulien, la force et l'aire de contact ainsi que le moment résistant du joint. Lors de l'application d'une force restreinte au tibia contrebalaçant le moment tibial, à 0° et à 90° de flexion du genou, la réponse des ligaments croisés et celle de la translation tibiale sont significativement altérés en fonction de l'amplitude et la position de cette force. L'activation du quadriceps génère une grande force dans le LCA en extension complète suggérant ainsi d'éviter son chargement dans les exercices de réhabilitation suivant les opérations de reconstruction du LCA pour des angles de flexion assez faibles. Lors des exercices d'extension isométriques, le placement d'une force restreinte plus proche de l'articulation fémoro-tibiale agit sur la diminution substantielle de la force dans le LCA pour les faibles angles de flexion. Par contre il

agit sur l'augmentation significative de la force dans le LCP pour les grands angles de flexion.

4.1 Abstract

Biomechanics of the entire knee joint including tibiofemoral and patellofemoral joints were investigated at different flexion angles (0° to 90°) and quadriceps forces (3N, 137N, and 411N). In particular, the effect of changes in location and magnitude of restraining force that counterbalances the isometric extensor moment on predictions was investigated. The model consisted of three bony structures and their articular cartilage layers, menisci, principal ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscle. Quadriceps forces significantly increased the anterior cruciate ligament, patellar tendon, and contact forces/areas as well as the joint resistant moment. Joint flexion, however, substantially diminished them all with the exception of the patellofemoral contact force/area that markedly increased in flexion. When resisting extensor moment by a force applied on the tibia, the force in cruciate ligaments and tibial translation significantly altered as a function of magnitude and location of the restraining force. Quadriceps activation generated large ACL forces at full extension suggesting that post ACL reconstruction exercises should avoid large quadriceps exertions at near full extension angles. In isometric extension exercises against a force on the tibia, larger restraining force and its more proximal location to the joint substantially decreased forces in the anterior cruciate ligament at small flexion angles whereas they significantly increased forces in the posterior cruciate ligament at larger flexion angles.

4.2 Introduction

In various recreational and sport activities, both patellofemoral and tibiofemoral joints undergo large forces (exceeding body weight) and moments while accommodating the considerable knee joint mobility. The primary function of the patella is to increase the effective lever arm of quadriceps muscle forces required to resist or generate extensor moments. In doing so, the patellofemoral joint is frequently the source of the knee anterior pain related to disturbances in normal tracking,

instability, and excessive pressure syndrome. Patellofemoral pain is a principal health problem accounting for 33.2% of all knee disorders in women and 18.1% of those in men [1]. Excessive contact pressure can be a cause of patellofemoral pain leading to degeneration of the articular cartilage. Biomechanical investigation of the entire knee joint is essential in understanding the joint function and interactions between various components in both intact and perturbed conditions. An improved knowledge can be of great help not only in prevention and rehabilitation procedures but also in the design of better reconstruction and implant systems in the management of knee joint disorders.

Measurement studies have demonstrated the interactions between the extensor mechanism and the entire knee joint mechanics. Many have investigated the joint kinematics [2-8], ligament forces/strains [9-14], or contact forces/areas [8, 16-23]. The extensor mechanism or quadriceps muscle group has often been represented by a single muscle (rectus femoris, RF) [17,21,23-29]. This risks to influence the patellofemoral kinematics and contact pressure [7,16,30] which stresses the importance in accurate representation of extensor mechanism. To counterbalance the extensor moment of quadriceps forces at different flexion angles, measurement studies also often apply a restraining force on the tibia at various positions away from the joint [12-14,16,31-36]. This restraint causes a posterior shear force on the tibia that influences, depending on the joint flexion and quadriceps forces, the magnitude of ACL force and tibial anterior translation [34,35].

In contrast to measurements, attempts to simulate the tibiofemoral or patellofemoral joints by finite element model studies have been scarce. To obtain accurate results, model studies should account, amongst others, for the realistic 3-D geometry especially of the articular surfaces, compliant cartilage layers, menisci, ligaments (with nonlinear properties and initial strains), quadriceps muscle components, and proper boundary/loading conditions. Due to the complexity of the entire knee joint, previous works have considered either the patellofemoral joint [26]

or the tibiofemoral joint [37-43] and not both together. For the patellofemoral joint, Heegaard et al. [26] developed a 3-D finite element model to study its response under 40 N applied via the RF component at joint flexion angles of 30° to 135°. The patella was deformable but the femur was rigid without cartilage layer.

In this study and as a continuation of our earlier works on the tibiofemoral joint [37,38, 41-43], we aimed to develop a novel 3-D finite element model of the entire knee joint incorporating both the tibiofemoral and patellofemoral joints, a complex model that has not yet been reported. Apart from the investigation of the joint mechanics in flexion (0°-90°) under various quadriceps forces, this study aimed to examine the influence of the tibial constraint under quadriceps forces. It is hypothesized that the manner in which the tibia is restrained could influence the results. Simulation of various pathologic conditions (e.g., ligament deficiency) will be performed in future studies.

4.3 Method

The finite element model of the knee joint consists of three bony structures (tibia, femur, and patella) and their articular cartilage layers, menisci, six principal ligaments (collaterals LCL/MCL, cruciates ACL/PCL, and medial/lateral patellofemoral ligaments MPFL/LPFL), patellar tendon PT, and quadriceps muscle vectors (divided into three components VL/RF-VIM/VMO) (Fig. 4.1). Bony structures (i.e., femur, tibia and patella) are represented by rigid bodies due to their much greater stiffness as compared with joint soft tissues. Menisci are modelled as nonhomogeneous composites of a bulk material reinforced by radial and circumferential collagen fibres. Ligaments are each modeled by a number of uniaxial elements with different prestrain (or pretension) values and nonlinear material properties (no compression) based on those used in our earlier model studies and/or reported in the literature (Fig. 4.2)

[41,42,44-46]. The medial patellofemoral ligament (MPFL) is represented by four elements, the lateral patellofemoral ligament (LPFL) by three, and the patellar tendon (PT) by nine (Fig. 4.1). The articular cartilage layers over tibia, femur, and patella are considered homogeneous isotropic with elastic modulus of 12 MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci (apart from the reinforcing nonlinear collagen fibres) is also assumed isotropic with 10 MPa for the elastic modulus and 0.45 for the Poisson's ratio. Each meniscus matrix is stiffened by a higher modulus of 15 MPa at both ends (~5 mm length) where inserted into the tibia to simulate its horns. Articulations at the cartilage–cartilage (in tibiofemoral and patellofemoral joints) and cartilage–meniscus (in tibiofemoral joint at both meniscal distal and proximal surfaces) are simulated using a large displacement frictionless hard contact algorithm with no penetration allowed. Total ligament initial cross-sectional areas are taken as 42, 60, 18, 25, 99, 42.7, and 28.5 mm² for the ACL, PCL, LCL, MCL, PT, MPFL, and LPFL, respectively.

To simulate a stable and fully unconstrained flexion response, the femur is fixed while the tibia and the patella are left completely free. The joint reference configuration at full extension is initially established under ligament prestrains and quadriceps forces. The quadriceps muscle components are each simulated by an element [16] with predefined load-displacement relationships with constant force at all displacements. To evaluate the influence of changes in the quadriceps force magnitude on the response, three values of 3N (i.e., passive motion), 137N and 411N are considered. The quadriceps load of 137N, for example, accounts for 40N in vastus medialis obliquus (VMO), 60N in rectus femoris/vastus intermidus medialis (RF/VIM), and 50N in vastus lateralis (VL). This magnitudes are selected according to the ratios of their physiological cross-sectional areas VMO:RF/VIM:VL=2:3:2.5 [7]. The direction of the force in each component is derived from the Q-angle model (Q angle = 14°) [7]. In the frontal plane, the direction of RF/VIM is parallel to the femoral axis, the VMO is 41° medially, and the VL 22° laterally. In the sagittal plane, RF/VIM is 4°

anterior to the femoral axis whereas the VMO and VL are oriented parallel to the femoral axis. Following the application of prestrains in ligaments and forces in quadriceps yielding the reference kinematics configuration for subsequent analyses, the tibia is subjected to incremental flexion rotation varying from 0° to 90° under constant quadriceps preloads.

Due to the presence of finite rotations at the tibia and patella, the 3-D motion of these bodies is characterised by a proper joint coordinate system [47]. The tibial varus-valgus and internal-external rotations as well as patellar medial-lateral rotation and tilt are defined about their respective bony local convective coordinates systems. The configuration of patella and tibia at each instant of loading is hence defined by three translations along global axes and three Euler angles. The non-linear elastostatic analysis is performed using ABAQUS (version 6.3) finite element package program. To evaluate the finite element mesh and its likely influence on predictions, a convergence study is initially carried out with three levels of mesh refinement under 137N quadriceps force. The total number of 8-node solid elements at articular surfaces varied in these studies from 879 to 1222 and further to 2440.

To evaluate the impact of the reversal of boundary conditions on predictions, another condition is also considered in which the femur is subjected to flexion. The femoral translations (medial-lateral, posterior-anterior and distal-proximal) are left free along with the tibial coupled rotations (varus-valgus and internal-external). After establishing the reference configuration under ligament prestrains and quadriceps force (137N), the femur is incrementally flexed from 0° to 90° . Moreover, to investigate the effect of tibial constraint on results, additional cases are studied in which the constraint is provided by a perpendicular force rather than a pure sagittal moment. Under 411N quadriceps and at 0° and 90° joint angles, the tibia is subjected to perpendicular restraining forces with varying magnitudes at 20 cm or 30 cm distal to the tibiofemoral joint level.

4.4 Results

The convergence study demonstrated a negligible change in predictions on kinematics and load distribution as the mesh was refined. For example at 60° flexion under $F_Q=137\text{N}$, the patellar tendon force changed from 78.9N to 80.8N and to 77.8N whereas the total patellofemoral contact force varied from 118.3N to 118.2N and to 118.1N as the mesh was refined. At 0° flexion, ACL force varied from 85.0N to 84.1N and to 89.4N, patellofemoral contact force from 65.2N to 65.0N and to 64.9N, and patellar tendon force from 130.4N to 127.9N and to 131.7N as the mesh was refined, respectively. Differences in computed kinematics were even smaller.

4.4.1 Joint Kinematics

Results are presented with respect to the reference configuration following application of either ligament pre-strains alone for the data at full extension or ligament pre-strains with quadriceps forces for the data in flexion. At full extension, the patella shifted laterally by $\sim 0.2\text{mm}$, 3mm , and 4mm , displaced proximally by $\sim 0\text{mm}$, 2.8mm , and 4.2mm , and flexed by $\sim -3^\circ$, 3.1° , and 4° , under quadriceps forces of 3N, 137N, and 411N, respectively. Under quadriceps forces and in flexion, the patella translated posteriorly and distally while rotating medially and tilting laterally (Fig. 4.3).

At full extension, the tibia displaced anteriorly by $\sim -0.6\text{mm}$, 1.9mm , and 3.7mm , proximally by $\sim -0.15\text{mm}$, 0.5mm , and 0.8mm , rotated externally by $\sim -2^\circ$, 3° , and 7° , and rotated in varus direction by $\sim -0.2^\circ$, 0.6° , and 1.1° as the quadriceps loading increased from 3N to 137N and further to 411N, respectively. During the knee flexion, the tibia moved in medial, posterior and proximal directions while rotating in internal and varus directions (Fig. 4.4).

4.4.2 Load Distribution

At full extension, large forces were generated in the ACL while almost the entire applied quadriceps forces were supported by the patellar tendon, PT (Figs. 4.5 and 4.6). Both PT and ACL forces, however, substantially diminished with the joint flexion. In contrast, the PCL mechanical role initiated at larger flexion angles reaching, at 90° flexion, ~ 20N, 13N, and 7N under 3N, 137N, and 411N quadriceps forces, respectively (Fig. 4.5). For all quadriceps forces, the patellofemoral ligaments, MPFL and LPFL, supported small loads at full extension that disappeared as the joint flexed (Fig. 4.5). Forces in MCL and LCL remained nearly small <40N at all joint flexion angles and quadriceps forces considered, the latter increased slightly in flexion whereas the former decreased slightly in flexion and with smaller quadriceps forces.

The total PF contact force (Fig. 4.7) and contact area (Fig. 4.9) increased with both knee flexion and quadriceps forces. The contact force orientation changed with flexion being primarily in anterior-posterior direction at smaller flexion angles and in axial direction at larger flexion angles (Fig. 4.7). The total TF contact force (Fig. 4.8) and contact area (Fig. 4.9) increased with quadriceps forces but decreased with flexion angle. For the passive case ($F_Q=3\text{N}$), in contrast, the contact force and area increased with knee flexion; i.e., contact force increased from 62N at full extension to 98N at 90° of flexion. The tibiofemoral contact force changed orientation from axial direction at full extension to anterior-posterior at 90° flexion (Fig. 4.8). The lateral compartment at the TF contact carried, at all flexion angles, a larger proportion of the total load than did the medial compartment.

The joint resistant extensor moment significantly increased with greater F_Q but decreased with flexion angle (Fig. 4.10). The passive joint offered a small resistance remaining <0.4N-m throughout flexion.

4.4.3 Boundary Conditions:

For the second set of boundary conditions with the femur, rather than the tibia, undergoing flexion and under $F_Q=137\text{N}$, the patella translates posteriorly (1.6mm at 0° and 28.1mm at 90°), shifts laterally (2.2mm at 0° and 7.0mm at 90°), tilts laterally (3.3° medially at 0° and 9.5° laterally at 90°), flexes medially (-4° at 0° and 35° at 90°), and rotates medially (4.5° at 0° and 11.2° at 90°). The patellar tilt and medial rotation remain similar to those in Fig 4.3. The femur translates laterally, posteriorly, and proximally while the tibia rotates in internal and varus directions. The PT and ligament forces remain unchanged. The total PF and TF contact forces (but not their relative components) and contact areas remain similar to those predicted for the reference boundary case.

Restraining the tibia by perpendicular forces located at 20cm or 30cm from the joint level rather than by pure sagittal moments, influences primarily the tibial translation in the direction of applied force resulting in increases of 1 mm or 0.7 mm at full extension and of 2 mm or 1.5 mm at 90° , respectively. The required restraining forces are calculated to reach 82.5N and 23N at 0° and 90° , respectively, when located at 20cm which decrease to 56.1N and 15.7N at 30cm. These forces significantly diminish ACL force (Fig. 4.5) by $\sim 50\%$ at full extension. In contrast, they substantially increase PCL force at 90° from 6.7N to 25.7N and 36.4N, respectively (Fig. 4.5). Forces in the LCL increase whereas those in the MCL slightly decrease in presence of restraining forces. The TF contact force slightly alters (by $<22\text{N}$) whereas the PF contact force remains nearly the same (by $<3\text{N}$) in these cases.

4.5 Discussion

In this study, based on a validated tibiofemoral model, a realistic 3-D non-linear model of the knee joint including menisci, articular cartilage layers, major ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscle components was developed and used to analyse

the detailed elastostatic response of the entire knee joint at different flexion angles. Three different magnitudes of 3N (i.e., passive joint), 137N, and 411N were chosen for quadriceps forces (F_Q) that remained constant during the entire joint flexion. These forces were distributed among three primary components of quadriceps muscle group acting at different directions. For stable and unconstrained boundary conditions, the femur was fixed while the patella and tibia were left completely free. To examine the effect of boundary conditions, under $F_Q=137\text{N}$, another stable and unconstrained case was considered in which the femur was flexed with free translations while the tibia was left free only in coupled I/E and V/V rotations. Moreover, apart from the reference cases in which the tibial resistance to quadriceps activation was provided via sagittal moments, to compare with measurement studies, cases (at 0° and 90° under 411N quadriceps force) were also investigated in which the tibia was restrained by forces applied at 20cm or 30cm distal to the TF joint level. The results confirmed the importance of quadriceps forces and boundary conditions on kinematics and load distribution of the entire joint during knee flexion.

4.5.1 Modelling Issues:

The joint reference configuration for each quadriceps load case was initially established by applying ligament pre-strains and quadriceps forces. The computed translations for each bony structure was given at a primary node and, hence, would alter had another point been selected for this purpose. The location of primary nodes has, however, no influence what-so-ever on other predictions. Due to the occurrence of finite rotations, an adequate joint coordinate system [47] was selected for presentation of tibial and patellar coupled rotations which were defined about convective local coordinate systems. Comparison of results using three levels of mesh refinement demonstrated the relative adequacy of the model used in this study.

In this study, the stable and fully unconstrained boundary conditions of the femur fixed while the tibia and patella completely free were considered as reference

conditions. To investigate the effect of changes in boundary conditions on results, another set similar to that used in our passive tibiofemoral studies was also applied with the femur flexing and the tibia free in coupled rotations only [41-43]. Apart from expected changes in kinematics and in components of contact forces, the results on ligament and resultant contact forces/areas remained almost identical suggesting the equivalence of these unconstrained boundary conditions.

Measurement investigations in the literature have often represented the extensor mechanism by a single force through the central quadriceps tendon aligned with the rectus femoris [14,17,21,24,25,28,29,48,49]. Ahmed et al. [16] and Powers et al. [30] reported that anatomically-based distribution of the quadriceps force among various muscle components rather than the more traditional axial loading at only the RF component markedly influenced the joint kinematics, contact characteristics, and PF joint reaction (PFJR) force. Sakai et al. [7] also demonstrated the importance of proper consideration of the directions/force ratios of quadriceps components. In the current work, the quadriceps force was distributed among three components in different proportions and directions, according to the Q-angle model [7]. No sensitivity analysis on lines of actions or relative force magnitudes was, however, carried out. Moreover, no tendofemoral articulations between the quadriceps tendon and the femur were simulated at larger flexion angles. Such contacts have, however, been observed at and beyond $\sim 90^\circ$ joint flexion angles [22].

To investigate the joint response at different flexion angles, measurement studies often choose to restrain the tibial anterior translation in order to counterbalance the extensor moment of quadriceps forces while preserving the joint flexion at a desired level [12-16,30-36]. This constraint, however apart from generating the desired extensor moment, introduces posterior forces on the tibia the magnitude of which depends on the distal location of restraint (i.e., moment arm) as well as the extensor moment (i.e., quadriceps force). Ahmed et al. [16] acknowledged the effect of this

restraint lever arm on results and estimated that any moment arm $>40\text{cm}$ had no discernible effect on the pressure distribution on the retropatellar surface. Others [34-35] studied the effect of changes in the restraint lever arm on ACL force and the A-P shear force at the TF joint. They reported that ACL force and tibial anterior translation significantly increased as the resisting force shifted distally away from the joint (i.e., larger restraint lever arm). Our results fully corroborate these findings. To resist the extensor moment under a constant $F_Q = 411\text{N}$, posterior forces of 82.5N at 0° and 23N at 90° were required at 20cm away from the TF joint level which decreased to 56.1N and 15.7N at 30cm distance. These forces resulted in substantially larger tibial translations which significantly diminished ACL forces at smaller flexion angles and increased PCL forces at larger flexion angles (Fig. 4.5). These effects were more pronounced at larger extensor moments (associated with smaller joint angles and/or larger quadriceps forces) and under larger restraining forces (associated with closer location to the joint and/or larger quadriceps forces). In our reference cases, the tibial flexion rotations were prescribed resulting in only a pure sagittal moment on the tibia with no artefact A-P shear force. It is to be noted, however, that the presence of these shear forces are essential if isometric extension exercises against a resistance is simulated. Proper consideration of these forces (artefact or not) is absolutely essential in precise assessment of data accuracy and in subsequent comparison of results of various experimental and model investigations.

4.5.2 Comparisons and Implications

While attempting to evaluate and compare results of various studies, due attention should be paid not only to the well-known inter-specimen variations in geometry and material properties but also to the foregoing discussed issues on boundary conditions, additional (artefact or not) forces that vary with location of restraint, coordinate systems, location of measurements (i.e., primary nodes), quadriceps loading magnitudes/configurations, and the reference configuration with respect to which kinematics data are reported. In flexion and under different

quadriceps forces, the patella translated laterally/posteriorly/distally, flexed, rotated medially, and tilted laterally. These displacements are in general agreement with measurements [2,4,6,50-52]. Some works have, however, reported medial shift [3,6], medial tilt [53], and lateral rotation [3,6,26,53].

The tibia translated medially/posteriorly/proximally and rotated in varus and internal directions as joint flexed, in agreement with measurements [3]. At full extension, the tibia experienced anterior translation that increased with the quadriceps forces. Quadriceps forces also increased the tibial internal rotation at larger flexion angles. Previous measurements under single quadriceps force action have reported tibial anterior translation and internal rotation that increase up to $\sim 30^\circ$ joint flexion and decrease thereafter [12,14,54-56]. These observations are due primarily to the orientation of patellar tendon that pulls anteriorly on the tibia at smaller flexion angles [12].

The tibial anterior translation at full extension under quadriceps forces generated a large ACL tensile force, which diminished with flexion. The ACL force increased proportionally with the quadriceps force. In contrast, greater quadriceps forces decreased PCL forces and caused a delay in their mechanical function at larger flexion angles (Fig. 4.5). The computed influence of quadriceps forces on ACL and PCL forces are in agreement with reported measurements [10-14,35,56-58]. In agreement with our predictions, ACL force has been reported to substantially vary with changes in the restraint level arm [34,35]. The increase in the ACL force due to quadriceps activations, especially at smaller flexion angles, suggests a higher risk for the ACL or its graft. Rehabilitation exercises at near full extension that demand large quadriceps exertions without hamstrings should, hence, be avoided in post ACL reconstruction period, specially when the restraining force is placed far from the joint [34]. As for a PCL graft, quadriceps exertions tend to diminish their axial force but the

restraining force, especially when placed closer to the joint, increases PCL forces at larger flexion angles.

The patellar tendon (PT) force was almost equal to the quadriceps force, F_Q , at full extension but substantially decreased with flexion to reach ~30% of the applied F_Q . This variation confirms that the PF joint does not act as a pulley [17,24,28]. Using a single quadriceps loading vector, the PT/ F_Q ratio has been reported to vary in the range of ~1.2 at 30° to 0.5 at 90° flexion [17] and of 1.16 at 10° to 0.64 at 70° [24]. The substantial relative decrease in the patellar tendon force in flexion points to the higher risk of disruption to the repair or avulsion of the tibial tubercle osteotomy (performed for exposure at total knee arthroplasty [59,60]) in post operative rehabilitation activities involving greater quadriceps forces at near full extension positions. It also supports, for the same reasons, exposure attempts performed below the patella rather than above it [60]. The decrease in PT force with flexion was also responsible for the reduction in the joint extensor moment with flexion and that despite the posterior shift in the tibiofemoral contact [61,62] that tends to increase the lever arm of the extensor mechanism. This latter increase was, however, offset by a decrease in the lever arm due to changes in the orientation of PT force at larger flexion angles.

The resultant contact force at PF articulation significantly increased with joint flexion, a prediction in agreement with reported measurements [17,23]. In contrast to PF contact force, resultant TF contact force decreased during flexion, a trend that is consistent with the substantial decrease in the patellar tendon force in flexion. Similar to the computed PT force, the joint extensor moment (i.e., tibial moment) increased with greater F_Q force but decreased with joint flexion, a variation in good agreement with measurements [31].

The PF contact area increased from 103mm² at full extension to 320mm² at 30° and to a maximum of 356mm² at 90°. Ahmed et al. [17] reported a substantial increase in PF

contact area with the joint flexion reaching at 90° values of 400mm² and 460mm² under quadriceps forces of 734N and 1468N, respectively. Under variable quadriceps forces balancing external moments of 35.1N-m at 30° and 33.9N-m at 90°, the PF contact area was measured to increase from 138mm² at 30° to 328mm² at 90° [63]. At larger flexion angles, disagreement exists as if the PF contact area remains constant [17,64,65], decreases [49,66], or increases [63]. Under compressive load, Ahmed and Burke [17] reported that TF contact area decreased with the knee flexion which tends to agree with our predictions.

The ratio of extensor moments calculated at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ and 137N was found to remain constant at ~ 3 as the joint flexed from 0° to 90°. Similarly, an almost linear relation between the F_Q and extensor moment has been reported [13]. The equivalent lever arm of the extensor mechanism, defined as the ratio of the extensor moment over PT force, remained at different flexion angles nearly the same as the F_Q increased from 137N to 411N. This value, however under $F_Q=411\text{N}$, initially increased from $\sim 43\text{ mm}$ at full extension to $\sim 49\text{mm}$ at 10° flexion and subsequently decreased to $\sim 41\text{mm}$ at 90°.

Finally, the effect of changes in the magnitude of quadriceps forces and in the manner in which the tibia is restrained on joint kinematics and load distribution was computed to be significant throughout flexion. The PT force, ACL force, TF resultant contact force/area and joint extensor moment all increased with greater quadriceps forces but substantially decreased as the joint flexed from full extension to 90° flexion. In contrast, PF resultant contact force/area increased also with the joint flexion to reach its maximum at 90° flexion. Restraining the tibial extensor moment by perpendicular forces tends to substantially decrease ACL forces at smaller flexion angles whereas to significantly increase PCL forces at larger flexion angles. These effects will increase with larger quadriceps forces or less distal placement of restraining forces. Future model studies should delineate the likely interactions between quadriceps/hamstrings

muscle exertions and cruciate ligament forces on one hand and their combined effects on articular cartilage contact stresses/areas on the other.

4.6 Acknowledgements: The financial support of the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC-Canada) and FCAR-Québec are gratefully acknowledged. The earlier efforts of M.Z. Benjaballah and K.E. Moglo are also gratefully acknowledged.

4.7 References

1. Dehaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med* 1986; 14: 218-224.
2. Hsu HC, Luo ZP, Rand JA, An KN. Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. *J Arthrop* 1996; 11: 69–80.
3. Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR, Greslamer RP, Henry JL, Blankevoort L, Ateshian GA. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *J Orthop Res* 2000; 18: 101–108.
4. Nagamine R, Otani T, White SE, McCarthy DS, Whiteside LA. Patellar tracking measurement in the normal knee. *J Orthop Res* 1995; 13: 115–122.
5. Li G, Zayontz S, DeFrate LE, Most E, Suggs JF, Rubash HE. Kinematics of the knee at high flexion angles: an in vitro investigation. *J Orthop Res* 2004; 22: 90-95.
6. Reider R, Marshall JL, Ring B. Patellar tracking. *Clin Orthop* 1981; 157: 143–148.
7. Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN. Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. *The Knee* 1996; 3: 1-7.
8. von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Bringmann C, Vogl T, Englmeier K-H, Graichen HA. New in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. *J Biomech* 2004; 37: 927-934.
9. Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA, Pope MH. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 1995; 23: 24-34.
10. Beynnon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. *J Biomech* 1998; 31: 519-525.
11. Draganich LF, Vahey JW. In vitro study of Anterior Cruciate Ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthop Res* 1990; 8: 57-63.
12. Hsieh Y-F, Draganich LF. Increasing quadriceps loads affect the lengths of the ligaments and the kinematics of the knee. *J Biomech Eng* 1998; 120: 750-756.

13. Hsieh Y-F, Draganich LF. Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. *The Knee* , 1997; 4: 145-154.
14. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL-Y. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 1999; 32: 395-400.
15. Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR, 2004. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments.
Am J Sports Med. 32(5):1144-9.
16. Ahmed AM, Burke DL, Yu A. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints, Part II: Retropatellar surface. *J Biomech Eng* 1983; 105: 226-235.
17. Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. *J Orthop Res* 1987; 5: 69–85.
18. Ateshian GA, Kwak SD, Soslowsky LJ, Mow VC. Stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *J Biomech* 1994; 27: 111-124.
19. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait & Posture* 2002; 16: 115-123.
20. Fukukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee, a study of normal and osteoarthritic knee joints. *Acta Orthop Scand* 1984; 51: 871-879.
21. Huberti HH, Hayes WC, Stone JL, Shybut GT. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J Orthop Res* 1984; 2: 49–54.
22. Matsuda S, Ishinishi T, White SE, Whiteside LA. Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress. *J Arthroplasty* 1997; 12: 790-797.
23. Singerman R, Berilla J, Davy DT. Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees. *J Biomech Eng* 1995; 117: 8-14.

24. Buff H-U, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J Biomech* 1988; 21: 17-23.
25. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology: functional anatomy of the patellofemoral joint. *J Bone Joint Surg.* 1976; 58-B: 287–290.
26. Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech* 1995; 28: 1265-1279.
27. Hirokawa S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1991; 24: 659-671.
28. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures: the influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg* 1984; 66-A: 715–724.
29. Huberti HH, Hayes WC. Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures. *J Orthop Res*; 1988; 6: 499–508.
30. Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech* 1998; 13: 616-624.
31. Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson GBJ. Interaction Between Intrinsic Knee Mechanics and Knee Extensor Mechanism. *J Orthop Res* 1987; 5: 539-547.
32. Farahmand F, Tahmasbi MN, Amis A. Lateral force–displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion—a biomechanical study in vitro. *J Biomech* 1998; 31: 1147-1152.
33. Farahmand F, Tahmasbi MN, Amis A. The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability—an in-vitro study. *The Knee* 2004; 11: 89-94.
34. Jurist KA, Otis JC. Anteroposterior tibiofemoral displacements during isometric extension efforts. The roles of external load and knee flexion angle. *Am J Sports Med* 1985; 13: 254-258.
35. Pandy MG, Shelburne KB. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech* 1997; 30: 1015-1024.

36. Senavongse W, Farahmand F, Jones J, Andersen H, Bull AMJ, Amis AA. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: Force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J Orthop Res* 2003; 21: 780-786.
37. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech* 1997; 12 : 139-148.
38. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clin Biomech.* 1998; 13: 625-633.
39. Hull ML, Donahue TLH, Rashid MM, Jacobs CR. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biomech Eng.* 2002; 124: 273-280.
40. Li G, Lopez O, Rubash H. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. *J Biomech Eng* 2001; 123: 341-346.
41. Moglo KE, and Shirazi-Adl A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clin Biomech* 2003a; 18: 751-759.
42. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. *The Knee* 2003b; 10: 265-276.
43. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during Extension-Flexion. *J Biomech* 2005; 38:1075-83.
44. Atkinson P, Atkinson T, Huang C, Doane R. A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments. *Transactions of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Orlando, 2000; p. 776.*
45. 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: 425-432.

46. Stäubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med* 1999; 27: 27-34.
47. Grood ES, Suntay WJ. Joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105: 136-144.
48. Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Rel Res* 1994; 302: 69-74.
49. Mathews LS, Sonstegard DA, Henke JA. Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthop Scand* 1977; 48: 511-516.
50. Ahmad CS, Kwak SD, Ateshian GA, Warden WH, Steadman JR, Mow VC. Effects of patellar tendon adhesion to the anterior tibia on knee mechanics. *Am J Sports Med* 1998; 26: 715-24.
51. Ahmed AM, Duncan NA, Tanzer M. In vitro measurement of the tracking pattern of the human patella. *J Biomech Eng* 1999; 121: 222-228.
52. van Kampen A, Huiskes R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *J Orthop Res* 1990; 8: 372-382.
53. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EY. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res* 2001; 19: 834-840.
54. Hoher J, Vogrin TM, Woo SL-Y, Carlin GJ, Aroen A, Harner CD. In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: A cadaveric study. *J Orthop. Res* 1999; 17: 763-768.
55. Li G, Gill TJ, DeFrate LE, Zayontz S, Glatt V, Zarins B. Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads—an in vitro experimental study. *J Orthop Res* 2002; 20: 887-892.
56. Li G, Zayontz S, Most E, DeFrate LE, Suggs JF, Rubash HE. In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *J Orthop Res* 2004; 22: 293-297.

57. Li G, Rudy TW, Allen C, Sakane M, Woo SL-Y. Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study. *J Orthop Res* 1998; 16: 122-127.
58. Goss BC, Howell SM, Hull ML. Quadriceps load aggravates and roofplasty mitigates active impingement of anterior cruciate ligament grafts against the intercondylar roof. *J Orthop Res* 1998; 16: 611-617.
59. Mendes MW, Caldwell P, Jiranek WA. The results of tibial tubercle osteotomy for revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004; 19(2):167-74.
60. Whiteside LA. Exposure in difficult total knee arthroplasty using tibial tubercle osteotomy. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Dec;321:32-5.
61. Dennis DA, Mahfouz MR, Komistek RD and Hoff W. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J of Biomechanics* 2005; 38(2): 241-253.
62. Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway H, Woods K. Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. *Journal of Biomechanics* 2005; 38(2): 255-262.
63. Hsieh YF, Draganich LF, Ho SH, Reider B. The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint. *Am J Sports Med* 2002; 30(1):121-127.
64. Hefzy MS, Jackson WT, Saddemi SR, Hsieh YF. Effects of tibial rotations on patellar tracking and patello-femoral contact areas. *J Biomed Eng* 1992; 14(4): 329-343.
65. Hille E, Schulitz KP, Henrichs C and Schneider T. Pressure and contact surface measurements within the femoropatellar joint and their variations following lateral release. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985; 104:1393–1401.
66. D'Agata SD, Pearsall AW 4th, Reider B, Draganich LF. An in vitro analysis of patellofemoral contact areas and pressures following procurement of the central one-third patellar tendon. *Am J Sports Med*. 1993; 21(2):212-219.

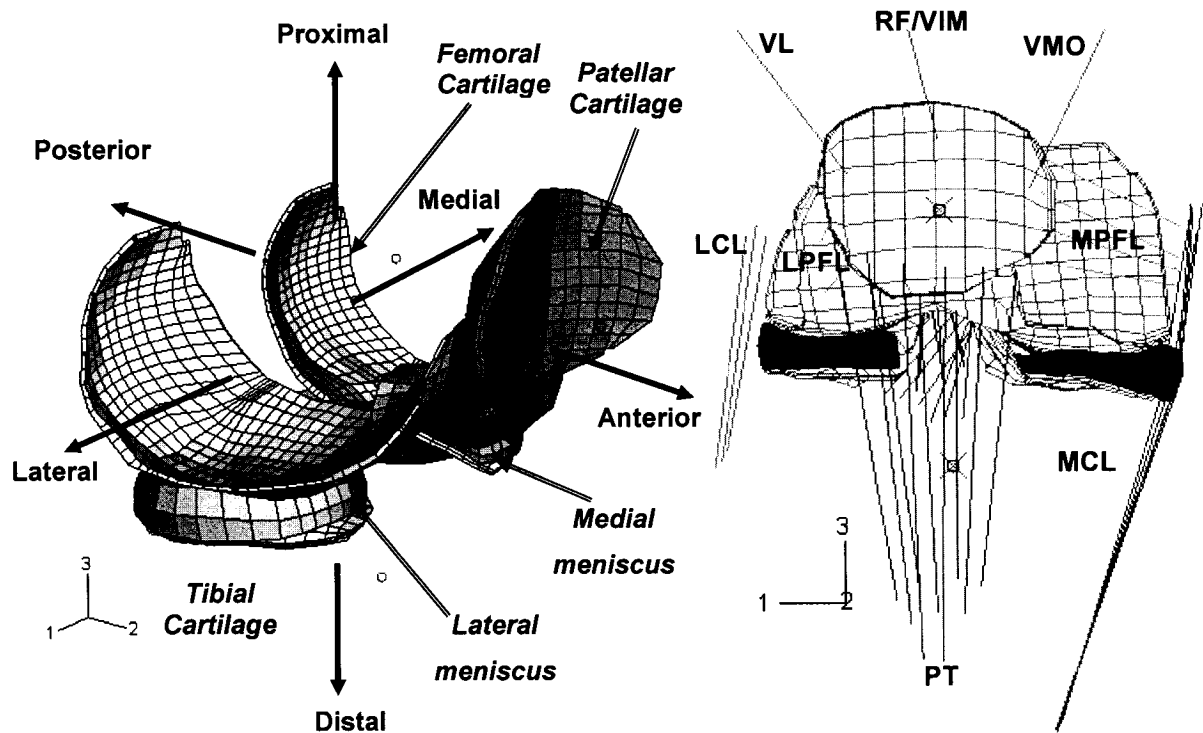


Figure 4.1: The knee joint finite element models showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscles. Bony structures are shown only by their primary nodes. Quadriceps components considered are VMO: vastus medialis obliquus, RF: rectus femoris, VIM: vastus intermidus medialis, and VL: vastus lateralis (VL). LPFL: lateral patellofemoral ligament, MPFL: medial patellofemoral ligament.

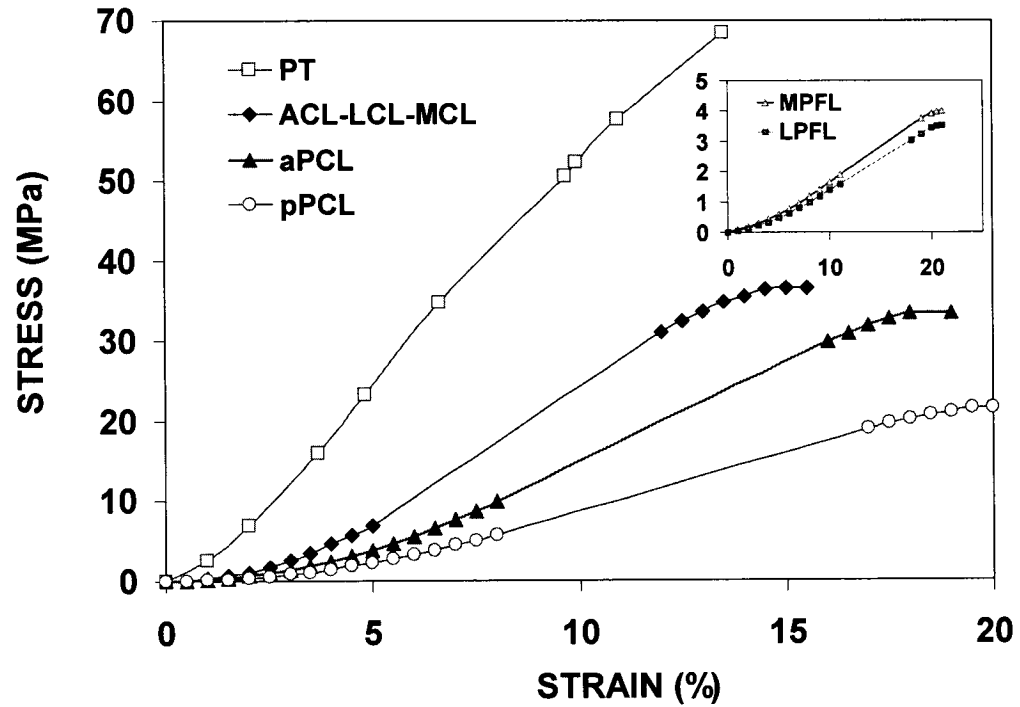


Figure 4.2: Stress-strain curves for various ligaments used in the model and the patellofemoral tendon, PT. ACL: anterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, aPCL/pPCL: anterior/posterior bundles of posterior cruciate ligament, MPFL/LPFL: medial/lateral patellofemoral ligaments.

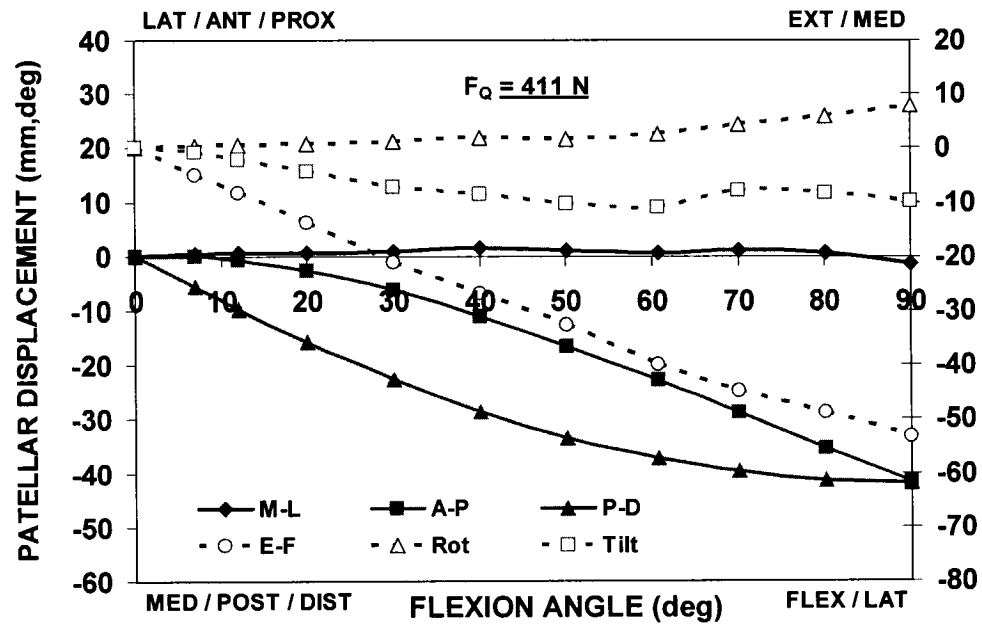


Figure 4.3: Patellar displacements (translations on the left axis and rotations on the right) under quadriceps loading of 411N at different flexion angles. The translations are in the global anatomical directions: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), and proximal-distal (P-D). The rotations are the extension-flexion (Ext-flex), medial-lateral rotation and medial-lateral tilt defined as Euler angles. The results for $F_Q=3\text{N}$ and 137N are not shown to avoid confusion.

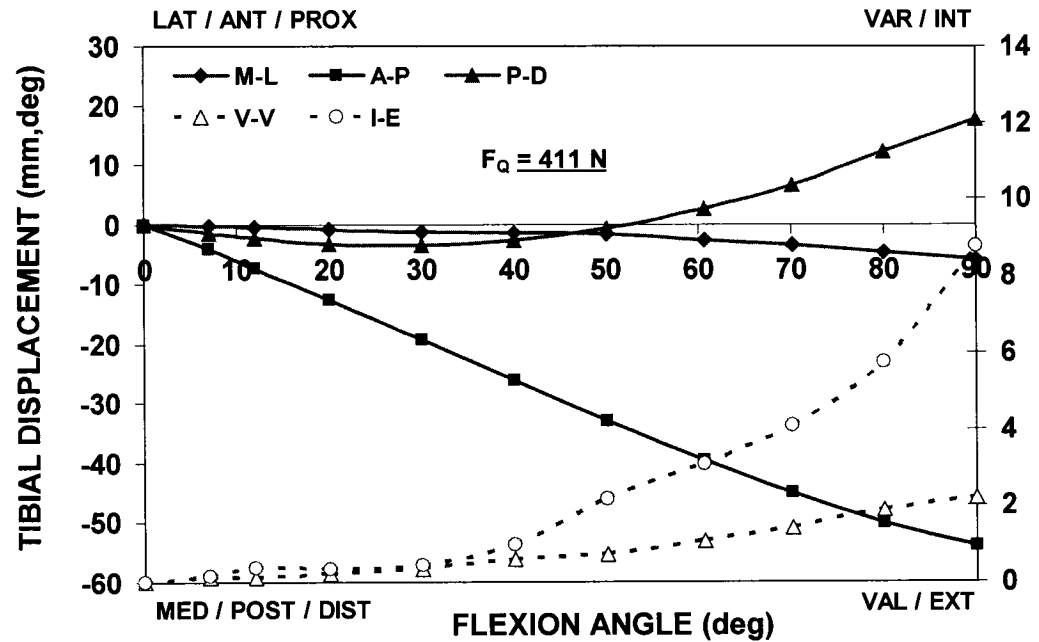


Figure 4.4: Tibial displacements (translations on the left axis and rotations on the right) under quadriceps loadings of 411N at different flexion angles. The three global tibial translations are: anterior-posterior (A-P), medial-lateral (M-L), and proximal-distal (P-D) whereas the tibial rotations are: varus-valgus (V-V) and internal-external (I-E) rotations with respect to local system as Euler angles. The results for $F_Q=3\text{N}$ and 137N are not shown to avoid confusion.

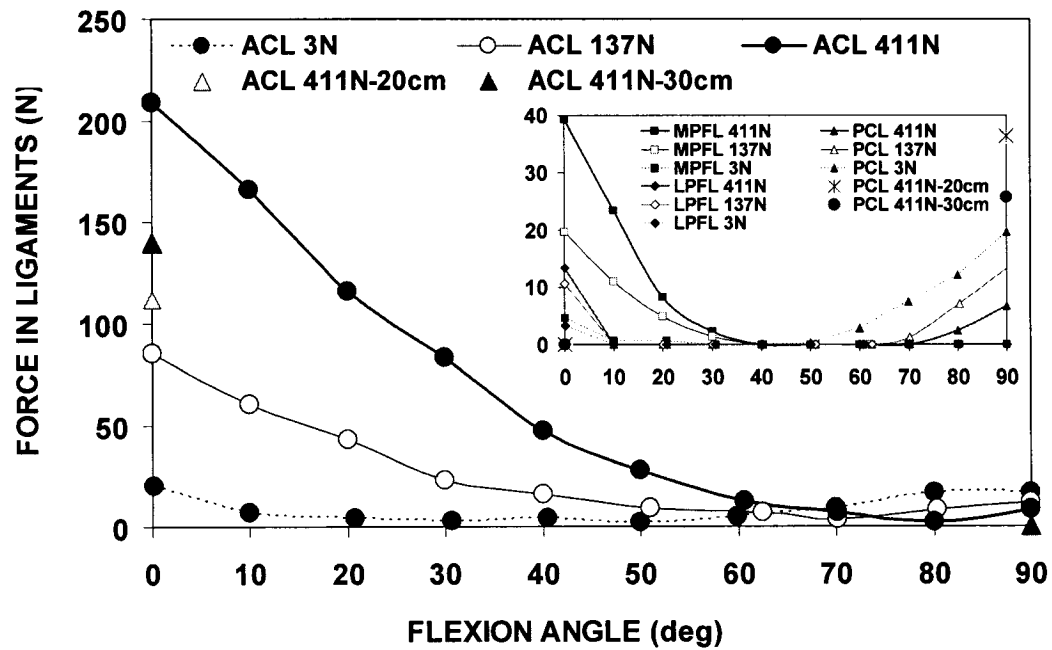


Figure 4.5: Computed forces in the anterior/posterior cruciate and medial/lateral patellofemoral ligaments at different flexion angles under $F_Q = 3\text{N}$, 137N , and 411N . Cruciate ligament forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor moment is resisted by a restraining force located either at 20cm or 30cm distal to the joint.

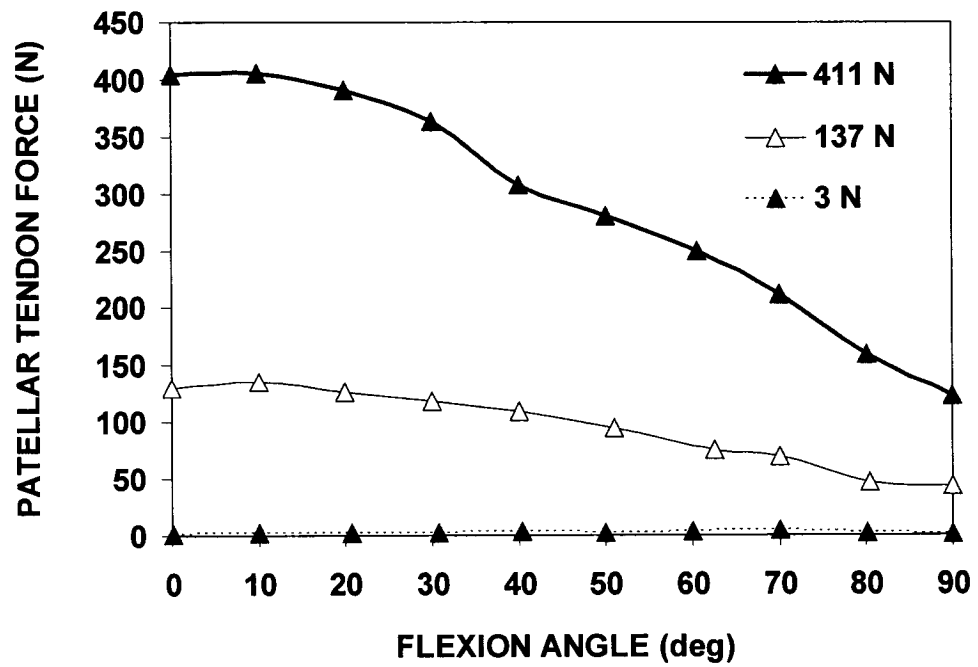


Figure 4.6: Computed forces in the patellar tendon at different flexion angles under $F_Q = 3, 137, \text{ and } 411 \text{ N}$. No noticeable changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown).

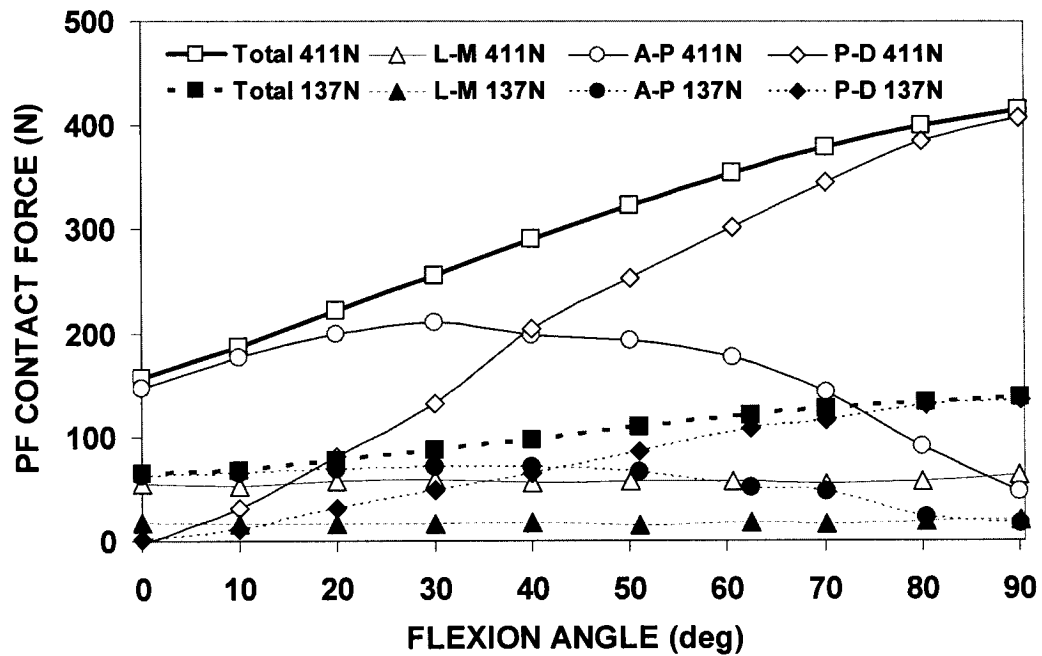


Figure 4.7: Total resultant patellofemoral contact force and its components in different anatomical directions as a function of joint flexion under $F_Q = 137\text{N}$ and 411N . No noticeable changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown).

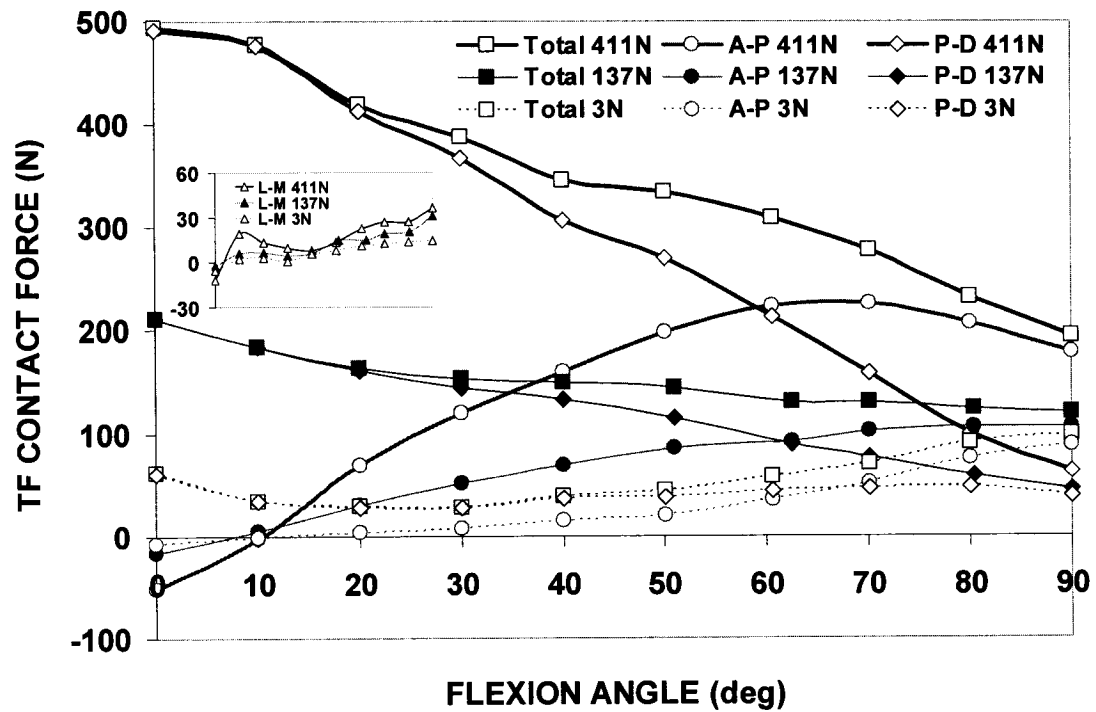


Figure 4.8: Total resultant tibiofemoral contact force and its components in different anatomical directions as a function of joint flexion under $F_Q = 137\text{N}$ and 411N . The lateral-medial component is $<40\text{N}$ and shown separately. No noticeable changes are computed when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm or 30cm distal to the joint (not shown).

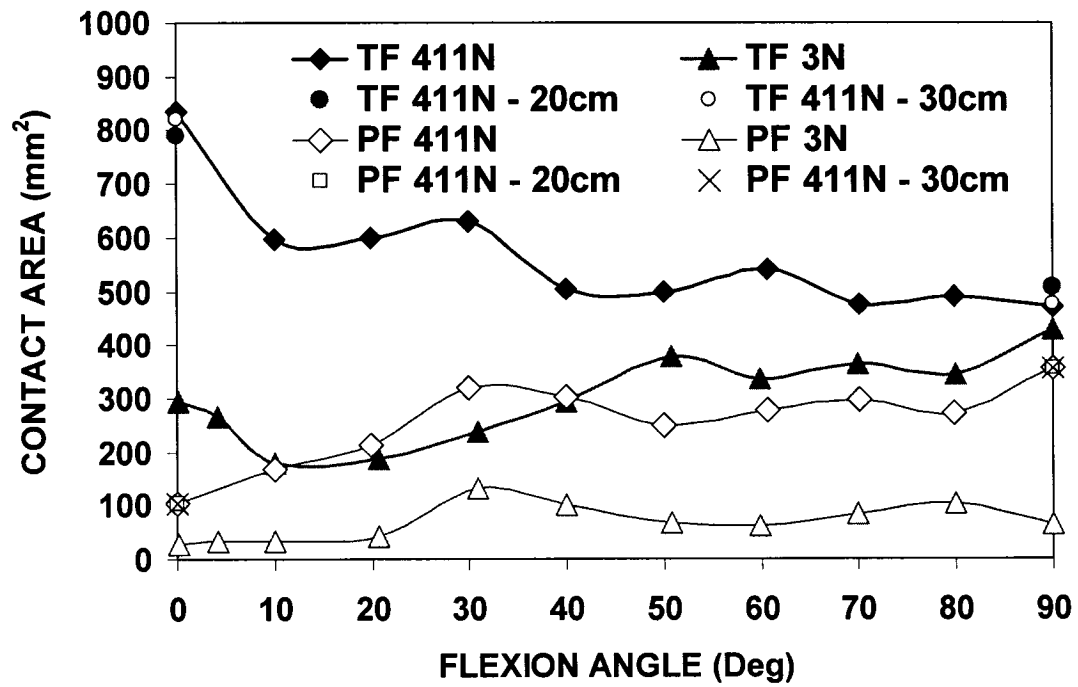


Figure 4.9: Total tibiofemoral and patellofemoral contact areas under $F_Q = 3\text{N}$ and 411N at different flexion angles. Small changes are computed at 0° and 90° when the extensor moment is resisted by a restraining force at 20cm and 30cm distal to the joint.

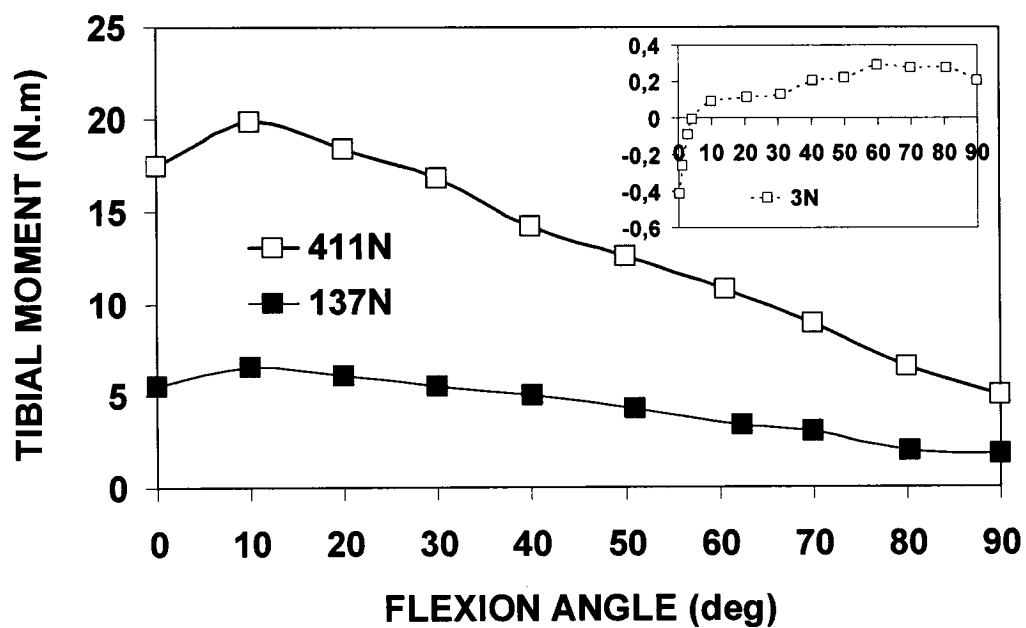


Figure 4.10: Extensor joint moment on the tibia under $F_Q = 3\text{N}$, 137N , and 411N at different flexion angles.

CHAPITRE V

BIOMECHANICS OF CHANGES IN ACL AND PCL MATERIAL PROPERTIES OR PRESTRAINS IN FLEXION UNDER MUSCLE FORCE -IMPLICATIONS IN LIGAMENT RECONSTRUCTION

Sommaire

Lors de la reconstruction de l'un des ligaments croisés, plusieurs facteurs peuvent rentrer en jeu afin d'assurer le succès de l'implantation du greffon. La déformation initiale du greffon ainsi que le matériau du greffon employé sont parmi les importants paramètres qu'il faut prendre en considération. Afin d'investiguer l'influence de ces paramètres sous la charge constante de 411N du quadriceps et à différents angles de flexion allant de 0° à 90°, nous avons utilisé un modèle non-linéaire 3-D validé d'éléments finis du genou au complet incluant les deux articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire tout en variant la valeur de la déformation initiale de chaque ligament croisé ainsi que remplacer le matériau des ligaments croisés par celui du tendon rotulien. Les résultats montrent que la force dans chaque ligament croisé LCA et LCP ainsi que la force et l'aire de contact fémoro-tibiale croissent substantiellement quand les déformations initiales des ligaments croisés sont plus grandes. Le contact fémoro-patellaire devient légèrement plus grand alors que le moment tibial décroît légèrement quand le LCA est plus tendu. Un comportement inverse a été retrouvé avec un LCA plus relâché. Les résultats confirment l'hypothèse que le changement de la déformation initiale de l'un des ligaments influence significativement la force dans l'autre ligament; la force dans les deux ligaments croisés augmente quand l'un d'entre eux devient plus tendu et diminue quand il devient plus relâché. Ces résultats mettent la lumière sur le phénomène de couplage qui

existe entre les deux ligaments croisés (LCA, LCP) en présence de la force du quadriceps. En effet, un changement de la tension de l'un des ligaments croisé durant la flexion du genou influence non seulement la force dans ce même ligament mais aussi dans l'autre ligament croisé. Ces résultats ont d'importantes conséquences sur la biomécanique du joint suivant la blessure ou le remplacement de l'un des ligaments et dans la gestion du désordre associée au genou et tend à recommander d'utiliser un greffon avec une prétention plus petite que la normale lors de l'utilisation du tendon rotulien comme matériau de remplacement de l'un des ligaments croisés.

5.1 Abstract

The effects of changes in cruciate ligament material and prestrain on knee joint biomechanics following ligament reconstruction surgery by a tendon are not adequately known. A 3D nonlinear finite element model of the entire knee joint was used to investigate the joint response at different flexion angles under a quadriceps force while varying ACL and PCL initial strains or material properties. The ACL and PCL forces as well as tibiofemoral contact forces/areas substantially increased with greater ACL or PCL initial strains or stiffness. The patellofemoral contact force slightly increased whereas the tibial extensor moment slightly decreased with tenser or stiffer ACL. Reverse trends were predicted with slacker ACL. Results confirm the hypotheses that changes in the prestrain of one cruciate ligament substantially influence the force in the other cruciate ligament and the entire joint and that the use of the patellar tendon as a replacement for cruciate ligaments markedly alters the joint biomechanics with trends similar to those predicted when increasing prestrains. Forces in both ACL and PCL ligaments increased as one of them became tenser or stiffer and diminished as it became slacker. These results have important consequences in joint biomechanics following ligament injuries or replacement and tend to recommend the use of grafts with smaller prestrains (i.e., slacker than intact) when using the patellar tendon as the replacement material with stiffness greater than that of replaced ligament itself.

5.2 Introduction

The biomechanical function of cruciate ligaments, ACL and PCL, is to stabilize the knee joint by augmenting the joint stiffness and limiting excessive relative motions. An injury or alteration to one of these ligaments would influence both the joint active-

passive response as a whole and the mechanical role of remaining intact components with the likelihood to cause recurrent injury, instability, damage to menisci/cartilage and osteoarthritis. Ligament reconstruction techniques using autografts, allografts or synthetic grafts are used to restore near normal joint function thereby preventing as much as possible short and long term disorders. The bone-patellar-tendon-bone and hamstrings grafts are frequently used in reconstruction of cruciate ligaments despite their much stiffer material properties [1-5]. The long term success of a ligament reconstruction attempt is recognized to depend on a number of important parameters such as the technique used and the graft material/pretension employed [6-18].

The graft pretension has been recognized as a primary variable that could influence the outcome of cruciate ligament reconstruction [19]. Although the choice of graft pretension value and the joint configuration and loading at which such pretension is set remains controversial, it is recognized that an increase in graft initial tension diminishes joint laxity and may result in an over-constrained joint (i.e., over-correction) whereas smaller pretensions could cause failure in restoration of joint near-normal kinematics [16,19-23]. Excessive tension in the ACL graft could also develop abnormal compressive force across the tibiofemoral joint leading to tensile forces in the PCL and anterior subluxation of the femur even in the absence of external loading [24].

Primary laxity and graft forces have been measured under various passive loading conditions following reconstruction [25-29]. Laxity-matched pretensioning protocols have been found to yield ligament forces exceeding those measured in the intact joint [26,27,29]. No attempts, however, have yet been made to measure forces in remaining intact ligaments, patellar tendon force, contact forces/areas and extensor moment as the pretension/prestrain in a cruciate ligament is altered. Our earlier model studies on the passive tibiofemoral joint in flexion have demonstrated a clear coupling between cruciate ligaments in which an alteration in the pretension or prestrain of one

of these ligaments would markedly influence the mechanical role of the other cruciate ligament [30,31]. The effect of changes in material properties following reconstruction of a ruptured ligament on joint biomechanics has, however, not yet been investigated.

In continuation of our earlier works on the passive tibiofemoral joint, the current work aims to investigate the effect of alterations in ACL or PCL prestrain (or pretension) on the entire knee joint response under a constant quadriceps force at different flexion angles. The effect of alteration in material properties of a cruciate ligament subsequent to replacement by the patellar tendon will also be investigated. It is hypothesized that changes in the pretension or material properties of one cruciate ligament, for example following injury or reconstruction by a graft, would influence the role of the other intact cruciate ligament as well as the entire joint mechanics. The quantification of the extent of such couplings under a quadriceps muscle load is the specific objective of this work. It is also hypothesised that any increase in cruciate ligament material properties by using a stiffer graft is mechanically equivalent to increasing its initial strain or pretension. For this purpose, the prestrain (i.e., pretension) and material properties in the ACL or the PCL are altered and the effects on the response of the entire knee joint are investigated under a constant quadriceps force of 411N as the joint flexion varies from 0° (full extension) to 90° flexion.

5.3 Method

The finite element model of the knee joint consists of three bony structures (tibia, femur, and patella) and their articular cartilage layers, menisci, six principal ligaments (collaterals LCL/MCL, cruciates ACL/PCL, and medial/lateral patellofemoral ligaments MPFL/LPFL), patellar tendon PT, and quadriceps muscle elements (divided into three components VL/RF-VIM/VMO) (Fig. 5.1). The bony structures (i.e., femur, tibia and patella) are represented by rigid bodies due to their much greater stiffness compared with joint soft tissues. Menisci are modelled as a

nonhomogeneous composite of a bulk material reinforced by radial and circumferential collagen fibres. Ligaments are each modeled by a number of uniaxial elements with different prestrain (or pretension) values and nonlinear material properties (no compression) based on those used in our earlier model studies and/or reported in the literature (Fig. 5.2) [1,5,32-34]. The medial patellofemoral ligament (MPFL) is represented by four elements, lateral patellofemoral (LPFL) by three, anterior cruciate (ACL) by six, posterior cruciate (PCL) by six, lateral collateral (LCL) by three, medial collateral (MCL) by three and the patellar tendon (PT) by nine (Fig. 5.1).

The articular cartilage layers over tibia, femur, and patella are considered homogeneous isotropic with elastic modulus of 12MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci (apart from the reinforcing nonlinear collagen fibres) is also assumed isotropic with 10MPa for the elastic modulus and 0.45 for the Poisson's ratio. Each meniscus matrix is stiffened by a higher modulus of 15MPa at both ends (~5 mm length) where inserted into the tibia to simulate its horns. Articulations at the cartilage–cartilage (in tibiofemoral and patellofemoral joints) and cartilage–meniscus (in tibiofemoral joint at both meniscal distal and proximal surfaces) are simulated using a large displacement frictionless hard contact algorithm with no penetration allowed. Total ligament initial cross-sectional areas are taken as 42, 60, 18, 25, 99, 42.7, and 28.5 mm² for the ACL, PCL, LCL, MCL, PT, MPFL, and LPFL, respectively.

The quadriceps muscle components are each simulated by a spring element with insertions into the patella and the femur [35] and predefined load-displacement relationship generating constant force irrespective of changes in length. To simulate the quadriceps activation, a force of 411N is considered which accounts for 120N in vastus medialis obliquus (VMO), 180N in rectus femoris/vastus intermidus medialis (RF/VIM), and 150N in vastus lateralis (VL). These magnitudes are selected according to the ratios of their physiological cross-sectional area VMO:RF/VIM:VL=2:3:2.5 [36]. The direction of the force in each component of quadriceps muscle is derived

from the Q-angle model ($Q \text{ angle}=14^\circ$) [36]. In the frontal plane, the direction of RF/VIM is parallel to the femoral axis, the VMO is 41° medially and the VL 22° laterally. In the sagittal plane, RF/VIM is 4° anterior to the femoral axis whereas the VMO and VL are oriented parallel to the femoral axis.

To simulate a stable and fully unconstrained flexion response, the femur is fixed while the tibia and patella are left completely free. For each analysis, initially the prestrains in ligaments and forces in quadriceps muscle group are applied at the joint full extension position yielding the reference kinematics configuration for subsequent analyses. The tibia is then subjected to an incremental flexion rotation varying from 0° to 90° under constant quadriceps preloads. Before application of quadriceps forces and at full extension, the mean strains in the ACL-am (anteromedial) bundle, ACL-pl (posterolateral) bundle, PCL-al (anterolateral) bundle, PCL-pm (posteromedial) bundle, LCL, MCL, MPFL and LPFL altered from the initial values of 1, 8, -22, -10, 2.5, 3, 3 and 3% at the undeformed configuration to $\sim -4.5, 2.1, -17.6, -8.7, 2.3, 1.7, 0.6$ and 5.1% as the equilibrium configuration was sought under ligament prestrains and a negligible quadriceps force of $\sim 3\text{N}$.

To investigate the influence of changes in the initial strains of the ACL and PCL on the joint response, ACL strains at the beginning of the analysis (i.e., 1% in the am bundle and 8% in the pl bundle) are varied either by +6% strain (less slack) or by -6% or -10% strain (more slack). The PCL initial strains (i.e., -22% in the al bundle and -10% in the pm bundle) are also varied either by +6% or by +10% strain. The case with a more slack PCL is not considered necessary since in the reference configuration with no alteration in prestrain, small PCL forces are found and that only at flexion angles $> \sim 70^\circ$. The relative magnitude of foregoing changes in prestrains would substantially decrease in the first step of the analysis when the joint equilibrium configuration is sought under the effect of ligament prestrains, as noted earlier for the reference case. Apart from foregoing changes in prestrains, in order to simulate the effect of

replacement of a cruciate ligament by the patellar tendon with much stiffer material, the material properties of ACL or PCL (both al and pm bundles) are changed from their reference (intact) values to those used for the patellar tendon (see Fig. 5.2) and the analyses are repeated. In these latter cases, to avoid confounding effects, the initial strains are left unchanged as those in reference intact condition.

Due to the presence of finite rotations at the tibia and patella, the 3-D motion of these bodies is characterised by a proper joint coordinate system [37]. The tibial varus-valgus and internal-external rotations as well as patellar medial-lateral rotation and tilt are defined about their respective bony local convective coordinates systems. The non-linear elastostatic analysis is performed using ABAQUS (Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, version 6.4) finite element package program.

5.4 Results

5.4.1 Joint Kinematics:

At full extension and following application of ligament pre-strains and quadriceps force, an increase in ACL prestrain by 6% increased patellar flexion from 6.0° to 7.2° and reduced patellar proximal translation from 3.0mm to 2.2mm. These values underwent reverse trends in the case with slacker ACL (i.e., -10%) reaching, respectively, -4.2° and 3.9mm. Replacement of ACL material properties with those of PT altered these values to 6.7° and 2.6mm, respectively. Changes in PCL prestrain or material properties had no influence on initial patellar displacements. At larger flexion, patellar displacements underwent negligible changes as the ACL and PCL pre-strains were altered.

At full extension and under 411N quadriceps force, the tibial anterior translation of 0.7mm reversed to 2.0mm in the posterior direction as ACL pre-strain increased (by +6%) whereas it increased to 3.8mm in the anterior direction as ACL

pre-strain decreased (by -10%). Changing ACL material with PT material altered this translation to 0.9 in the posterior direction. At 90° flexion and relative to reference configuration at full extension, an increase in ACL pre-strain (by +6%) resulted in decreases of ~2mm in the tibial posterior translation and of ~4° in the tibial internal rotation along with negligible increases in the varus rotation and proximal translation. In contrast, a slacker ACL (by -10%) caused an increase of 0.8mm in the posterior translation, a slight increase in internal rotation and negligible decreases in proximal translation and varus rotation. Changes in PCL initial strain or material properties had no effect on joint kinematics at smaller flexion angles and only negligible effects at larger flexion angles (>60°).

5.4.2 Load distribution:

At full extension and under 411N quadriceps force, ACL force substantially changed from 209N to 347N as ACL initial strain increased and to 124N and 35N as it decreased, respectively, by 6% and 10%. These differences, however, disappeared at larger flexion angles (Fig. 5.3). The PCL force which initiated only at larger flexion angles was substantially increased with tenseser ACL and decreased with slacker ACL (Fig. 5.4). The flexion angle at which PCL force initiated was also markedly influenced by changes in ACL prestrain. Similarly, changes in PCL initial strain substantially increased, at greater flexion angles, tensile forces in both the PCL itself (Fig. 5.4) and the ACL (Fig. 5.3). Use of tendon material properties increased ACL forces at smaller flexion angles and PCL forces at larger angles (Figs. 3 and 4). As for the collateral ligaments, LCL forces were increased with tenseser or stiffer ACL and decreased with slacker ACL (Fig. 5.5). In contrast, tenseser or stiffer PCL diminished LCL forces at larger flexion angles. Variation in the MCL force due to changes in ACL and PCL initial strains was, however, even less pronounced; MCL force decreased with tenseser or stiffer ACL at all flexion angles and increased with slacker ACL at smaller angles <45°. In contrast, tenseser or stiffer PCL increased MCL force at larger flexion angles. Throughout joint flexion, patellar tendon (PT) force substantially

diminished from 404N at full extension to 134N at 90° flexion which values remained nearly unchanged (by <4N) as initial strains or material properties in the ACL and PCL were altered. The MPFL and LPFL ligaments supported small loads at full extension that slightly increased with slacker ACL but decreased with tenser or stiffer ACL. Forces in these ligaments disappeared as the joint flexed.

At full extension and under 411N quadriceps force, the total contact force at the PF articulation reached 156N which substantially increased to 416N at 90° of knee flexion. Alterations in ACL initial strain or material properties influenced this force more at smaller flexion angles than at larger ones (Fig. 5.6). The effect of changes in PCL initial strain or material properties on the total PF contact force was less pronounced. Under 411N quadriceps force, the total PF contact area increased from $\sim 103\text{mm}^2$ at full extension to $\sim 320\text{mm}^2$ at 30° and thereon to a maximum of $\sim 356\text{mm}^2$ at 90°. These values remained nearly unchanged as initial strains or material properties in the ACL and PCL were altered.

The contact force on TF compartments substantially decreased from a total of 495N at full extension to 194N at 90° flexion (Fig. 5.7). This contact force considerably altered as the initial strains or material properties in the ACL or the PCL were varied. These effects were more pronounced at smaller flexion angles for changes in the ACL; total contact force increased to 614N or 589N at full extension and to 234N or 202N at 90° flexion as tenser or stiffer ACL was considered, respectively. On the other hand, slacker ACL (i.e., -10%) decreased contact forces to 366N at full extension (Fig. 5.7). The foregoing changes in TF contact force occurred primarily at the lateral compartment compared with the medial one. Changes in the PCL, on the other hand, markedly influenced contact forces only at larger flexion angles; the tenser (by 10%) or stiffer PCL increased the contact force from 194N to 341N or 219N at 90° flexion, respectively (Fig. 5.7). In the course of flexion, the resultant TF contact force changed orientation from being in the axial direction (613N with tenser ACL) at full

extension to anterior-posterior direction (319N with tensor PCL) at 90° flexion. The TF contact area substantially decreased from a maximum of $\sim 836\text{mm}^2$ at full extension to $\sim 471\text{mm}^2$ at 90° flexion (Fig. 5.8). Tenser/stiffer ACL and PCL significantly increased the total contact area at, respectively, smaller and larger flexion angles. A slacker ACL markedly decreased contact area at all flexion angles.

The joint resistant extensor moment reached its maximum of 19.8N-m at 10° flexion and decreased thereon to 5.1N-m at 90°. This moment was slightly larger under a slacker ACL than a tensor/stiffer one. The effect of changes in PCL initial strain or material properties on extensor moment was also very small (Fig. 5.9).

5.5 Discussion

In this work, we used a 3D non-linear model of the knee joint including menisci, articular cartilage layers, major ligaments, patellar tendon and quadriceps muscle components to investigate the effect of alterations in ACL and PCL initial strains or material properties on the response of the knee in flexion under a constant 411N quadriceps force. These cases attempt to investigate the current reconstruction surgery in which the injured ligament is replaced by a tendon graft at different pretensions. The results clearly confirmed the hypotheses in that alterations in prestrain or material properties of one cruciate ligament, following injury or graft reconstruction, would substantially influence the mechanical role of the other intact cruciate ligament. Forces in both ACL and PCL ligaments increased as one of them became tensor or stiffer and diminished as one became slacker. The joint response was also altered with changes in the magnitude of the initial strain or material properties in cruciate ligaments. The LCL force and TF resultant contact force/area substantially increased with greater ACL initial strains or pretensions, especially at smaller flexion angles. The PF contact force increased in the joint with tensor ACL. Reverse trends were predicted with slacker ACL. Greater prestrain in or stiffer PCL substantially increased TF contact force/area

at larger flexion angles. Results also confirmed the second hypothesis; stiffer material properties for cruciate ligaments (e.g., when replaced by PT) have similar effects on joint biomechanics as do increases in their prestrains.

It is to be noted that in this study we have investigated the effects of changes in prestrains and in material properties separately in order to quantify the effect of each on joint biomechanics while avoiding the confounding effects. The influence of simultaneous alterations in both prestrains and material properties could be speculated by extrapolation of predictions for each case.

5.5.1 Modeling issues:

In this study, the stable and fully unconstrained boundary conditions of the femur fixed while the tibia and patella completely free were considered. The joint reference configuration for each case was initially established by applying ligament pre-strains and 411N quadriceps force. Due to the occurrence of finite rotations at the same body, an adequate joint coordinate system [37] was selected for calculation of tibial and patellar coupled rotations which were defined about convective local coordinate systems. The quadriceps muscle load remained constant throughout flexion, a loading condition similar to many earlier studies investigating the effect of muscle loads on joint mechanics (e.g., 16,26-28,40-42,48,49). Variable muscle forces have been considered while attempting to simulate squat lifts (e.g., 44,50) though with relatively small weights. The loading considered in this study, hence, does not intend to represent any specific task. Consideration of other loads such as compression and shear forces is expected only to influence the extent of relative effects predicted in this study as material properties and prestrains were altered.

Changes in a ligament initial strain, considered in this study, in cases with no modification in stress-strain curves (Fig. 5.2), simulated exactly the pretensioning applied in reconstruction procedures. This is because strain and tension (i.e., stress) are

both directly related to each other, though nonlinearly, via ligament constitutive relations (Fig. 5.2). The pretension values, under 411N quadriceps force, related to various prestrains considered in this work can be obtained from computed ligament forces (Figs. 3 and 4); ACL pretension at full extension changed from 209N to 347N and to 124N or 35N as ACL prestrain was varied by +6% and -6% or -10%, respectively. On the other hand, PCL pretension at 90° flexion increased from 6N to 68N and 143N as PCL prestrain increased by 6% and 10%, respectively.

Ahmed et al. [35] and Powers et al. [38] reported that anatomically-based distribution of the quadriceps force among various muscle components rather than the more traditional axial loading at only the RF component markedly influenced the joint kinematics, contact characteristics, and PF joint reaction (PFJR) force. Sakai et al. [36] also demonstrated the importance of proper consideration of the directions/force ratios of quadriceps components in studies of PF joint. In the current work, the quadriceps force was distributed among three components in different proportions and directions, according to the Q-angle model [36]. No sensitivity analysis on these lines of actions or relative force magnitudes was, however, performed. Moreover, no tendofemoral articulations between the quadriceps tendon and the femur were simulated. Such contacts have, however, been observed at and beyond ~90° joint flexion angle [39] which is nearly out of the range of 0°-90° considered in this study.

To investigate the joint response at different flexion angles and due to inherent difficulties, measurement studies often choose to restrain the tibial anterior translation in order to counterbalance the extensor moment of quadriceps forces while preserving the joint flexion at a desired angle [35,38,40-47]. This constraint, however apart from generating the desired extensor moment, introduces artefact tibial posterior shear force at the joint the magnitude of which depends on the distal location of restraint (i.e., moment arm) as well as the magnitude of extensor moment (i.e., quadriceps force). These observations are due to the fact that for the same extensor moment, a more

proximal restraint generates greater posterior shear force which tends to relieve the ACL. Under constant quadriceps force, this effect is expected to be larger at smaller joint angles due to the larger extensor moment (Fig. 5.9). In our current model studies, the tibial flexion rotations were prescribed resulting in only a flexion moment on the tibia with no artefact A-P shear force. Proper consideration of these artefact forces is essential in precise assessment of data and their clinical implications.

5.5.2 Comparisons and Implications:

Removal of the ACL has been reported to have negligible effects on patellar kinematics except in shift and tilt displacements [44]. Noting the likely differences in boundary conditions, locations where translations are measured, loadings and quadriceps force magnitudes, our model study found relatively small changes in patellar displacements as ACL strains were varied. The tibia, in agreement with measurements [48], translated medially/posteriorly/proximally and rotated in varus and internal directions as joint flexed. Hsieh et al. [44] reported that ACL excision increased the tibial anterior translation and valgus rotation which are in agreement with the predictions of this study with slacker ACL. In accordance with changes in ACL force (Fig. 5.3), variation in ACL prestrain from +6% to -10% yielded a relative anterior tibial translation of 5.8mm at full extension. In agreement with earlier reports [16,49], the tibial coupled internal-external rotation was substantially influenced by changes in ACL-PCL initial strains. The passive TF joint also demonstrated the marked effect of ACL transaction on screw-home motion [30].

The tibial anterior translation at full extension under quadriceps force generated a large ACL tensile force, which diminished with flexion. The computed influence of quadriceps force on ACL and PCL forces are in general agreement with reported measurements [e.g., 43,46]. The AP translation of the tibia was influenced by both magnitude/orientation of PT force and prestrains in as well as material properties of cruciate ligaments. Due to tibial AP translations at full extension, the PT force angle

with the horizontal plane increased by $\sim 6^\circ$ as the ACL prestrain was changed from +6% to -10% while at the same time the ACL force orientation decreased (i.e., became more horizontal) by $\sim 12^\circ$. In the reference case with no changes in prestrain, the AP component of ACL force (i.e., 134N) entirely counter balanced the same component of PT force (i.e., 114N). This balance, however, was disturbed as ACL prestrain was varied; both components decreased as the ACL became slack but the latter (i.e., 90N) far exceeded the former (i.e., 25N) resulting in anterior translation of the tibia. On the contrary, in the case with tenses ACL, the AP component of ACL force (i.e., 200N) increased beyond that of PT force (i.e., 131N) causing tibial posterior shift.

The resultant contact force at PF articulation significantly increased with joint flexion, a prediction in agreement with reported measurements [50,51] (Fig. 5.6). A tenses or stiffer ACL increased this force while a slacker one decreased it; these trends were more evident at smaller flexion angles. The PF contact force slightly decreased at larger flexion angles with tenses or stiffer PCL. The PF contact area increased from 103mm^2 at full extension to 320mm^2 at 30° and to a maximum of 356mm^2 at 90° . These values remained nearly unchanged as ACL/PCL initial strains or material properties were altered. The PF contact area has been measured to substantially increase at smaller flexion angles up to $\sim 60^\circ$ flexion [35,38,52,53] and thereafter either continue to increase [51,52], remain nearly constant [35,54,55], or decrease [38,56,57]. Hsieh et al. [52] reported an increase in PF contact area with flexion that substantially decreased at all flexion angles as the ACL was removed. Others have, however, noted a significant decrease in PF contact area in ACL deficient joints only at 90° and not at 0° and 30° [53].

In contrast to trends in PF joint, the contact force and area at TF joint substantially decreased in flexion which is in accordance with similar changes in PT force in flexion. The TF contact force is influenced primarily by forces in the PT followed by those in cruciate ligaments. The TF contact force substantially increased

with tenses or stiffer ACL especially at smaller flexion angles and with tenses or stiffer PCL at larger flexion angles whereas it considerably decreased with slacker ACL at flexion angles $<20^\circ$. These variations are consistent with the predicted ligament forces in these cases (Figs. 3 and 4). The TF contact area significantly decreased with slacker ACL at all flexion angles but increased with tenses or stiffer PCL at larger flexion angles ($>60^\circ$).

The joint extensor moment (i.e., tibial moment) increased up to 10° flexion and subsequently decreased with flexion, a variation in agreement with measurements [40]. At smaller flexion angles, the extensor moment decreased slightly as the ACL became tenses or stiffer and increased slightly as it became slacker. These variations at smaller flexion angles could be due to the anterior tibial translation in the latter case compared with the former which increases the lever arm of quadriceps.

In flexion under quadriceps load, the mechanical contribution of a cruciate ligament (say the ACL) was strongly dependent on the force in the other (say the PCL). A larger initial strain or stiffer material properties in the PCL (i.e., larger force in the PCL or earlier initiation to resist force) resulted in greater ACL forces. On the other hand, an ACL with larger prestrain or material properties increased forces in both the ACL and the PCL while a slacker ACL diminished both ACL and PCL forces. This interaction was clearly evident in all cases studied in this work. Alterations in ligament material properties (i.e., stiffness) or pretension used during reconstruction surgery would, hence, influence the mechanical role of not only the treated cruciate ligament but the untreated one as well. The predicted substantial influence of changes in one cruciate ligament on joint mechanics and forces in both cruciate ligaments and not just itself alone has important consequences in the knee joint functional biomechanics following total joint replacement, ligament injuries or ligament replacement and, hence, in the proper management of joint disorders in order to gain a near-normal

response of the entire joint. Such interactions would emphasize an integral view of the joint rather than one in which each component is considered and treated in isolation.

The current study clearly demonstrates that the use of a tendon graft in reconstruction of cruciate ligaments, due to its much greater stiffness as compared with replaced ligaments, markedly perturbs the entire joint mechanics. In such cases, the changes are actually similar to those computed following increases in ligament prestrain or pretension. It is evident, hence, that the joint biomechanics would further deteriorate in deviating from its reference intact case had concurrent increases in prestrain and ligament material properties were considered in our model studies or otherwise applied in a reconstruction surgery. In order to preserve the intact joint biomechanics, therefore based on the current predictions, it appears sensible to use smaller prestrain or pretension (i.e., slacker graft) in reconstruction attempts when the ligament is replaced by a tendon. Such solution appears as a reasonable compromise due to opposing influences on the joint response of smaller prestrain (or pretension) and of greater material properties that tend to cancel each other out. At this time, however, precise identification of an acceptable range of slackness in a cruciate ligament required to counter balance the effect of using patellar tendon in reconstruction surgery is not possible as it likely depends on the joint configuration and loading.

5.6 Acknowledgements: The work is supported by a grant from the Natural sciences and Engineering Council of Canada (NSERC). The earlier efforts of M.Z. Bendjaballah and K.E. Moglo in the development of the model are gratefully acknowledged.

5.7 References

[1] Butler, D.L., Kay, M.D., Stouffer, D.C., 1986, Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *Journal of Biomechanics*, **19**, 425-432.

[2] Flahiff, C.M., Brooks, A.T., Hollis, J.M., et al., 1995, Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age. *American Journal of Sports Medicine*, **23**, 354-358.

[3] Johnson, G.A., Tramaglini, D.M., Levine, R.E., et al., 1994, Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, **12**, 796-803.

[4] Race, A., Amis, A.A., 1996, Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in a-p drawer. *Journal of Biomechanics*, **29**, 873-879.

[5] Stäubli, H.U., Schatzmann, L., Brunner, P., et al., 1999, Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *American Journal of Sports Medicine*, **27**, 27-34.

[6] Abramowitch, S.D., Papageorgiou, C.D., Withrow, J.D., et al., 2003, The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats. *Journal of Orthopaedic Research*, **2**, 708-715.

[7] Aglietti, P., Zaccherotti, G., Buzzi, R., et al., 1997, A comparison between patellar tendon and doubled semitendinosus/gracilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. A minimum five-year follow-up. *Journal of Sports Traumatology and Related Research*, **19**, 57-68.

[8] Amendola, A., Menon, M., Clatworthy, M., et al., 2003, The effect of fixation technique on graft position in anterior cruciate ligament reconstruction. *Iowa Orthopaedic Journal*, **23**, 29-35.

[9] Boylan, D., Greis, P.E., West, J.R. et al., 2003, Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. *Arthroscopy: Journal of Arthroscopy & Related Surgery*, **19**, 700-705.

[10] Chang, S.K.Y., Egami, D.K., Shaieb, M.D., et al., 2003, Anterior cruciate ligament reconstruction: Allograft versus autograft Arthroscopy: Journal of Arthroscopy & Related Surgery, **19**, 453-462.

[11] Forster, M.C. and Forster, I.W., 2004, Patellar tendon or four-strand hamstring? A systematic review of autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. The Knee., in press, 2004.

[12] Morgan, C.D., Stein, D.A., Leitman, E.H., et al., 2002, Anatomic tibial graft fixation using a retrograde bio-interference screw for endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy. **18**,38.

[13] Miller, S.L., Gladstone, J.N., 2002, Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. Orthopaedic Clinical of North America, **33**, 675-683.

[14] Shelton, W.R., Papendick, L., Dukes, A.D., 1997, Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy: Journal of Arthroscopy & Related Surgery, **13**, 446-449.

[15] Stringham, D.R., Pelmas, C.J., Burks, R.T. et al., 1996, Comparison of anterior cruciate ligament reconstructions using patellar tendon autograft or allograft. Arthroscopy: Journal of Arthroscopy & Related Surgery, **12**, 414-421.

[16] Suggs, J., Wang, C., Li, G., 2003. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction-A 3D computational simulation. Clinical Biomechanics, **18**, 35-43.

[17] Wang, C.J., Chan, Y.S., Weng, L.H., et al., 2004. Comparison of autogenous and allogeneous posterior cruciate ligament reconstructions of the knee. Injury, in press.

[18] Woo, S.L., Chan, S.S., Yamaji, T., 1997. Biomechanics of knee ligament healing, repair and reconstruction. Journal of Biomechanics, **30**, 431-439.

[19] Fleming, B.C., Abate, J.A., Peura, G.D., et al., 2001. The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee. Journal of Orthopaedic Research, **19**, 841-844.

[20] Andersen, H.N., Jorgensen, U., 1998. The immediate postoperative kinematic state after anterior cruciate ligament reconstruction with increasing peroperative tension. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, **6**(Suppl 1), S62-S69.

[21] Fleming, B., Beynnon, B., Howe, J. et al., 1992. Effect of tension and placement of a prosthetic anterior cruciate ligament on the anteroposterior laxity of the knee. *Journal of Orthopaedic Research*. **10**, 177-186.

[22] Hagemeister, N., Duval, N., Yahia, L., Krudwig, W., Witzel, U., de Guise, J.A., 2002. Comparison of two methods for reconstruction of the posterior cruciate ligament using a computer based method: quantitative evaluation of laxity, three-dimensional kinematics and ligament deformation measurement in cadaver knees. *The Knee*, **9**, 291-299.

[23] Tohyama, H., Yasuda, K., 1998. Significance of graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. Basic background and clinical outcome. *Knee Surgery of Sports*, **6**(Suppl 1), S30-S37.

[24] Amis, A.A., Jakob, R.P., 1998. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. **6**(Suppl 1), S2-S12.

[25] Markolf, K.L., Burchfield, D.M., Shapiro, M.M., et al., 1996. Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery. Am.* **78**, 1728-1734.

[26] Markolf, K.L., Hame, S., Hunter, D.M., Oakes, D.A., Zoric, B., Gause, P., Finerman, G.A.M., 2002. Effects of femoral tunnel placement on knee laxity and forces in an anterior cruciate ligament graft. *Journal of Orthopaedic Research*. **20**, 1016-1024.

[27] Markolf, K.L., McAllister, D.R., Young, C.R., McWilliams, J., Oakes, D.A., 2003. Biomechanical effects of medial-lateral tibial tunnel placement in posterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*. **21**, 177-82.

[28] Woo, S.L.Y., Fox, R.J., Masataka, S., et al., 1998. Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *The Knee*, **5**, 267-288.

[29] Oakes, D.A., Markolf, K.L., McWilliams, J., Young, C.R., McAllister, D.R., 2002. Biomechanical comparison of tibial inlay and tibial tunnel techniques for reconstruction of the posterior cruciate ligament. Analysis of graft forces. *Journal of Bone Joint Surgery. Am*, **84-A(6)**, 938-944.

[30] Moglo, K.E. and Shirazi-Adl, A., 2005, Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension–flexion. *Journal of Biomechanics*. **38**, 1075-1083.

[31] Shirazi-Adl, A., and Moglo, K.E., 2005, Effect of changes in cruciate ligaments pretensions on knee joint laxity and ligament forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. **8**, 17-24.

[32] Atkinson, P., Atkinson, T., Huang, C. et al., 2000, A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments. *Transactions of the 46th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Orlando. p 776.

[33] Moglo, K.E., and Shirazi-Adl, A., 2003a, On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clinical of Biomechanics*. **18**, 751-759.

[34] Moglo, K.E. and Shirazi-Adl, A., 2003b, Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. *The Knee*. **10**, 265-276.

[35] Ahmed, A.M., Burke, D.L., Yu, A., 1983, In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints, Part II: Retropatellar surface. *Journal of Biomechanical Engineering*. **105**, 226-235.

[36] Sakai, N.L., Luo, Z.P., Rand, An., et al., 1996, Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. *The Knee*. **3**, 1-7.

[37] Grood, E.S. and Suntay, W.J., 1983, Joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*. **105**, 136-144.

[38] Powers, C.M., Lilley, J.C., Lee, T.Q., 1998, The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clinical Biomechanics*. **13**, 616-624.

[39] Matsuda, S., Ishinishi, T., White, S.E. et al., 1997, Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress. *Journal of Arthroplasty*, **12**, 790-797.

[40] Draganich, L.F., Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., 1987, Interaction between intrinsic knee mechanics and knee extensor mechanism. *Journal of Orthopaedic Research*. **5**, 539-547.

[41] Farahmand, F., Tahmasbi, M.N., Amis, A., 1998, Lateral force–displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion—a biomechanical study in vitro. *Journal of Biomechanics*. **31**, 1147-1152.

[42] Farahmand, F., Tahmasbi, M.N., Amis, A., 2004, The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability—an in-vitro study. *The Knee*, **11**, 89-94.

[43] Hsieh, Y.F. and Draganich, L.F., 1997, Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. *The Knee*, **4**, 145-154.

[44] Hsieh, Y.F., Draganich, L.F., Ho, S.H., et al. 1998, The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on patellofemoral kinematics. *American Journal of Sports Medicine*, **26**, 201-209.

[45] Jurist, K.A. and Otis, J.C., 1985, Anteroposterior tibiofemoral displacements during isometric extension efforts. The roles of external load and knee flexion angle. *American Journal of Sports Medicine*, **13**, 254-258.

[46] Pandy, M.G. and Shelburne, K.B., 1997, Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *Journal of Biomechanics*, **30**, 1015-1024.

[47] Senavongse, W., Farahmand, F., Jones, J. et al., 2003, Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: Force-displacement behavior of the human patella in vitro. *Journal of Orthopaedic Research*, **21**, 780-786.

[48] Kwak, S.D., Ahmad, C.S., Gardner, T.R., Greslamer, R.P., Henry, J.L., Blankevoort, L., Ateshian, G.A., 2000, Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *Journal of Orthopaedic Research*, **18**, 101–108.

[49] Shoemaker, S.C., Adams, D., Daniel, D.M. et al., 1993, Quadriceps/anterior cruciate graft interaction. An in vitro study of joint kinematics and anterior cruciate ligament graft tension. *Clinical Orthopaedic*, **294**, 379-390.

[50] Singerman, R., Berilla, J., Davy, D.T., 1995, Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees. *Journal of Biomechanical Engineering*, **117**, 8-14.

[51] Ahmed, A.M., Burke, D.L., Hyder, A., 1987, Force analysis of the patellar mechanism. *Journal of Orthopaedic Research*, **5**, 69–85.

[52] Hsieh, Y.F., Draganich, L.F., Ho, S.H., et al., 2002, The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint. *American Journal of Sports Medicine*, **30**, 121-127.

[53] von Eisenhart-Rothe, R., Hinterwimmer, S., Siebert, M., et al., 2004, Patella kinematics, contact areas and translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency. 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, **29**, 1291.

[54] Hefzy, M.S., Jackson, W.T., Saddemi, S.R., et al., 1992, Effects of tibial rotations on patellar tracking and patello-femoral contact areas. *Journal of Biomedical Engineering*. **14**, 329-343.

[55] Hille, E., Schulitz, K.P., Henrichs, C., et al., 1985, Pressure and contact surface measurements within the femoropatellar joint and their variations following lateral release. *Arch Orthopaedic Traumatology Surgery*. **104**, 1393-1401.

[56] D'Agata, S.D., Pearsall, A.W. 4th, Reider, B., et al., 1993, An in vitro analysis of patellofemoral contact areas and pressures following procurement of the central one-third patellar tendon. *American Journal of Sports Medicine*, **21**, 212-219.

[57] Matthews, L.S., Sonstegard, D.A., Henke, J.A., 1977, Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **48**, 511-516.

[58] Markolf, K.L., O'Neill, G., Jackson, S.R., McAllister, D.R., 2004, Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *American Journal of Sports Medicine*, **32**(5), 1144-1149.

[59] Beynnon, B.D. and Fleming, B.C., 1998, Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. *Journal of Biomechanics*, **31**, 519-525.

[60] Li, G., Rudy, T.W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C.B., Woo, S.L.Y., 1999, The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, **32**, 395-400.

[61] Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L.E., Suggs, J.F., Rubash, H.E., 2004, In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation. *Journal of Orthopaedic Research*, **22**, 293-297.

[62] Li, G., Rudy, T.W., Allen, C., Sakane, M., Woo, S.L.Y., 1998, Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: A porcine study. *Journal of Orthopaedic Research*, **16**, 122-127.

[63] Goss, B.C., Howell, S.M., Hull, M.L., 1998, Quadriceps load aggravates and roofplasty mitigates active impingement of anterior cruciate ligament grafts against the intercondylar roof. *Journal of Orthopaedic Research*, **16**, 611-617.

[64] Hoher, J., Vogrin, T.M., Woo, S.L.Y., Carlin, G.J., Aroen, A.; Harner, C.D., 1999, In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: A cadaveric study. *Journal of Orthopaedic Research*, **17**(5), 763-768.

[65] Singerman, R., Berilla, J., Davy, D.T., 1995, Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees. *Journal of Biomechanical Engineering*, **117**, 8-14.

[66] Ahmed, A.M., Burke, D.L., Hyder, A., 1987, Force analysis of the patellar mechanism. *Journal of Orthopaedic Research*, **5**, 69–85.

[67] Hsieh, Y.F., Draganich, L.F., Ho, S.H., et al., 2002, The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint. *American Journal of Sports Medicine*, **30**, 121-127.

[68] von Eisenhart-Rothe, R., Hinterwimmer, S., Siebert, M., et al., 2004, Patella kinematics, contact areas and translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency. 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, **29**, 1291.

[69] Hefzy, M.S., Jackson, W.T., Saddemi, S.R., et al., 1992, Effects of tibial rotations on patellar tracking and patello-femoral contact areas. *Journal of Biomedical Engineering*. **14**, 329-343.

[70] Hille, E., Schultz, K.P., Henrichs, C., et al., 1985, Pressure and contact surface measurements within the femoropatellar joint and their variations following lateral release. *Arch Orthopaedic Traumatology Surgery*. **104**, 1393-1401.

[71] D'Agata, S.D., Pearsall, A.W. 4th, Reider, B., et al., 1993, An in vitro analysis of patellofemoral contact areas and pressures following procurement of the central one-third patellar tendon. *American Journal of Sports Medicine*, **21**, 212-219.

[72] Matthews, L.S., Sonstegard, D.A., Henke, J.A., 1977, Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **48**, 511-516.

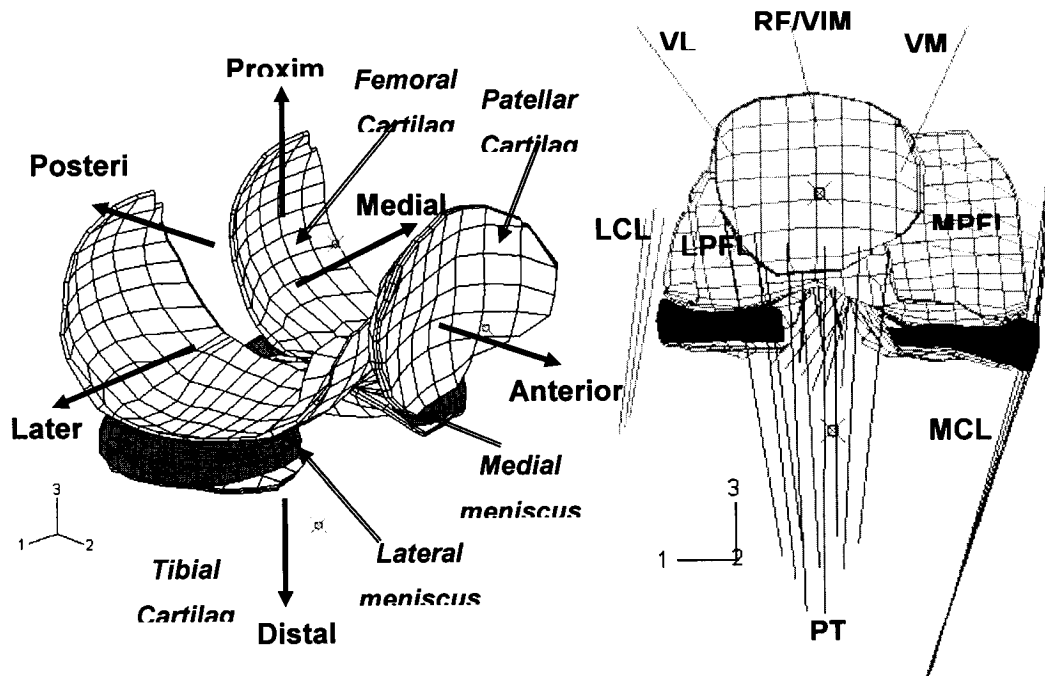


Figure 5.1: Finite element model of the joint showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, and quadriceps muscles. Bony structures are shown only by their primary nodes (void solid circles). Quadriceps components considered are VMO: vastus medialis obliquus, RF: rectus femoris, VIM: vastus intermedius medialis, and VL: vastus lateralis (VL). LPFL: lateral patellofemoral ligament, MPFL: medial patellofemoral ligament, PT: patellar tendon, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament.

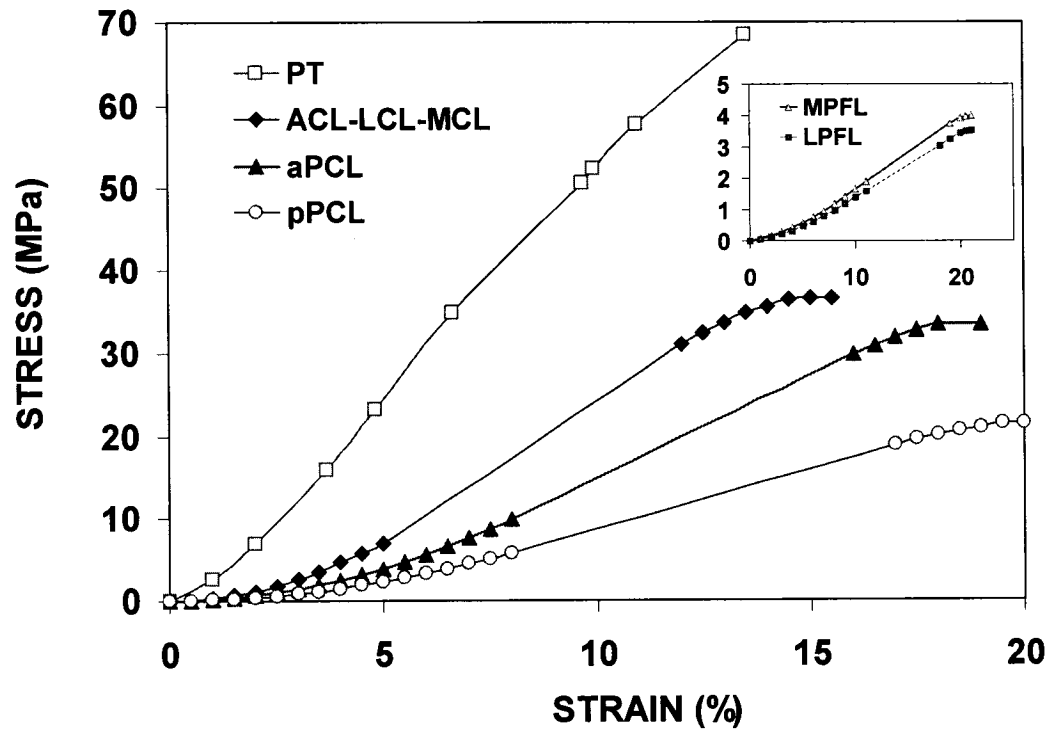


Figure 5.2: Stress-strain for various ligaments used in the model and the patellofemoral tendon, PT. ACL: anterior cruciate ligament, LCL: lateral collateral ligament, MCL: medial collateral ligament, aPCL/pPCL: anterior/posterior bundles of posterior cruciate ligament, MPFL/LPFL: medial/lateral PF ligaments.

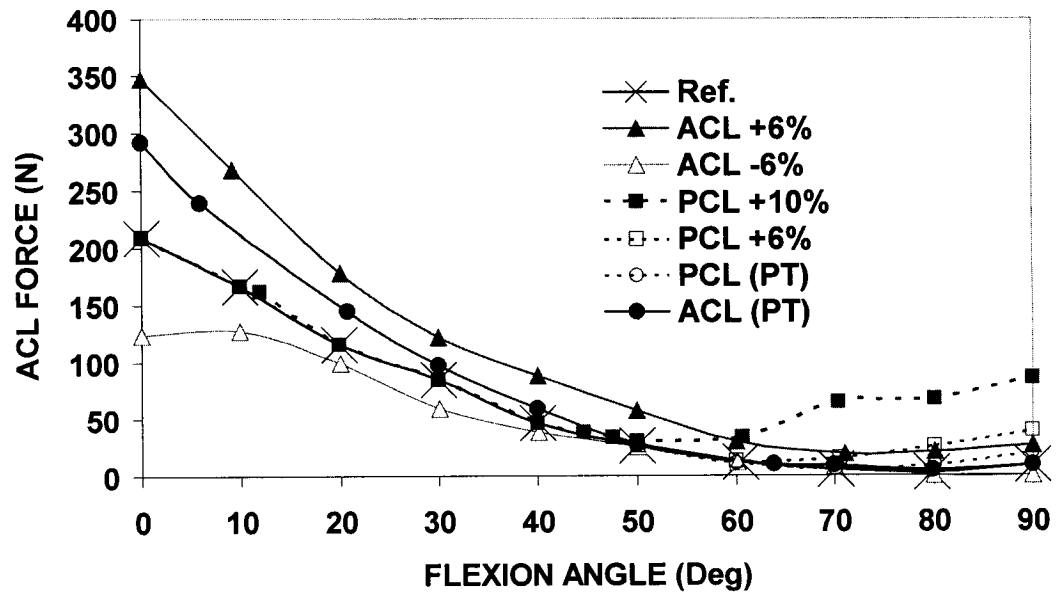


Figure 5.3: Computed forces in the anterior cruciate ligament at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains).

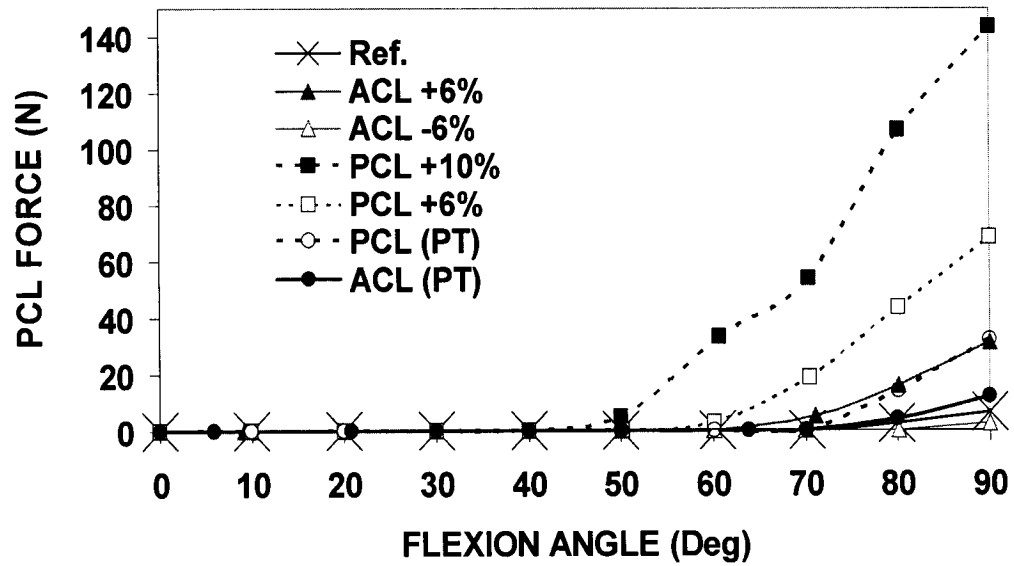


Figure 5.4: Computed forces in the posterior cruciate ligament at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains).

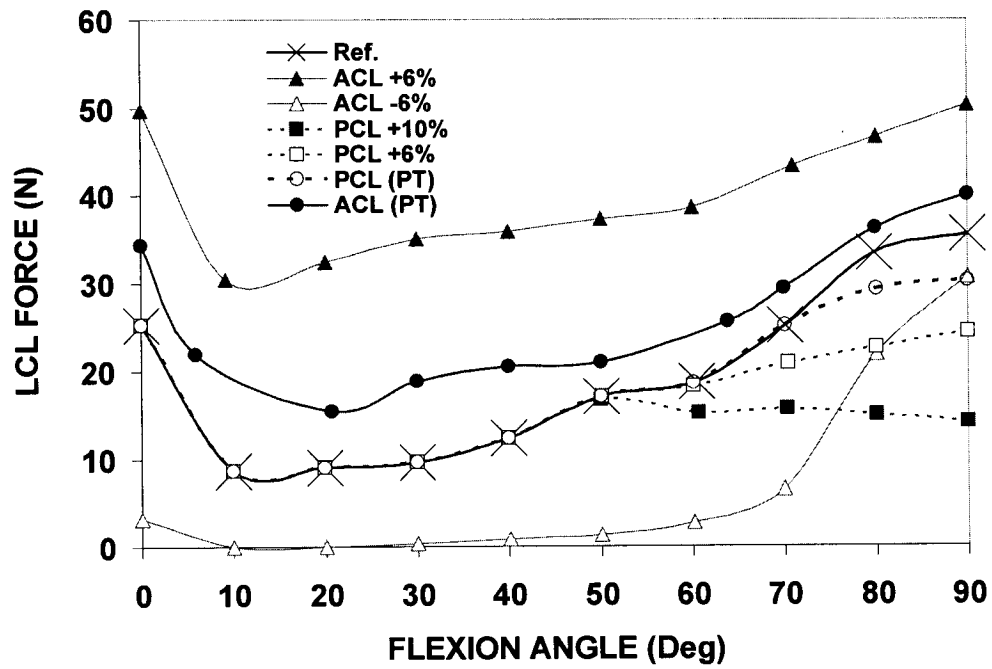


Figure 5.5: Computed forces in the lateral collateral ligament at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ preload. Cases are considered for cruciate ligaments with different initial strains (but intact reference materials) or material properties of PT (but intact reference initial strains).

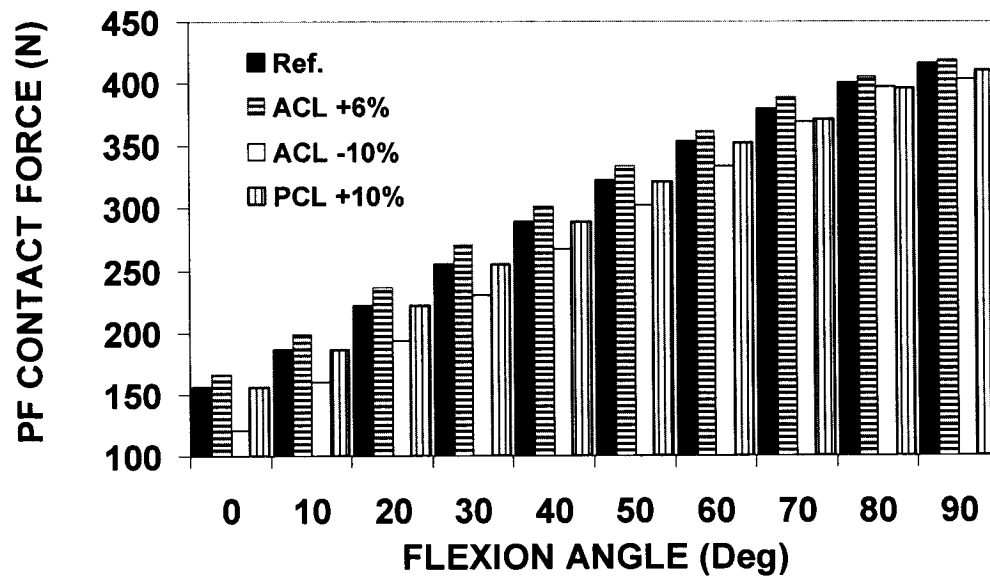


Figure 5.6: Total resultant patellofemoral contact force as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).

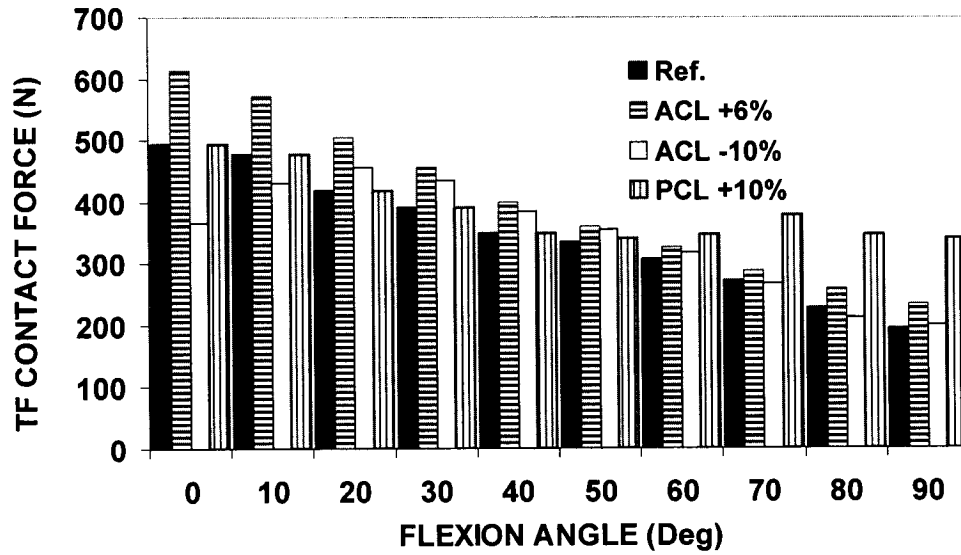


Figure 5.7: Total resultant tibiofemoral contact force as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).

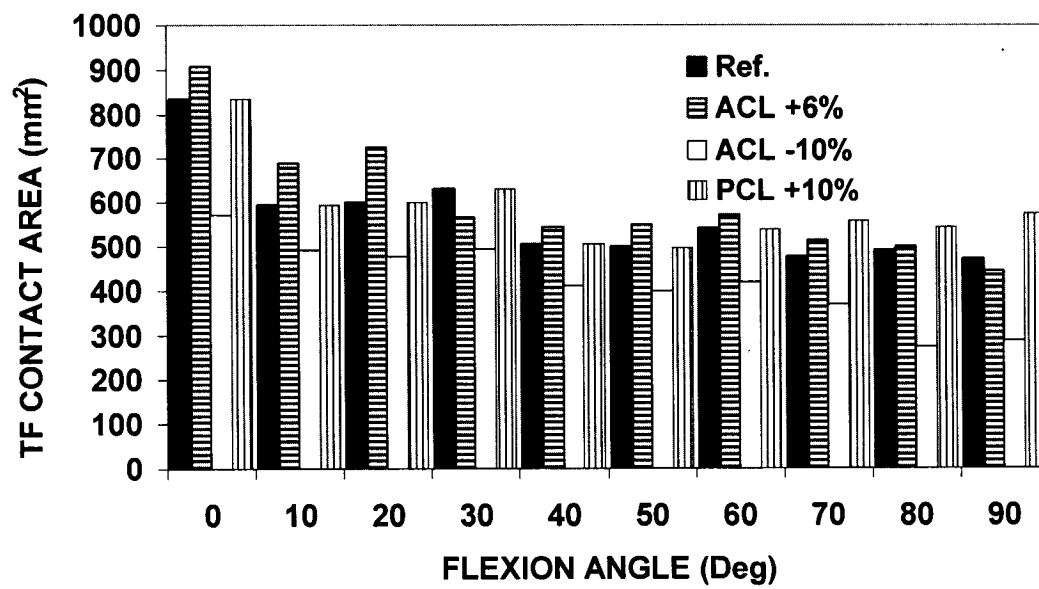


Figure 5.8: Total tibiofemoral contact area as a function of joint flexion under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).

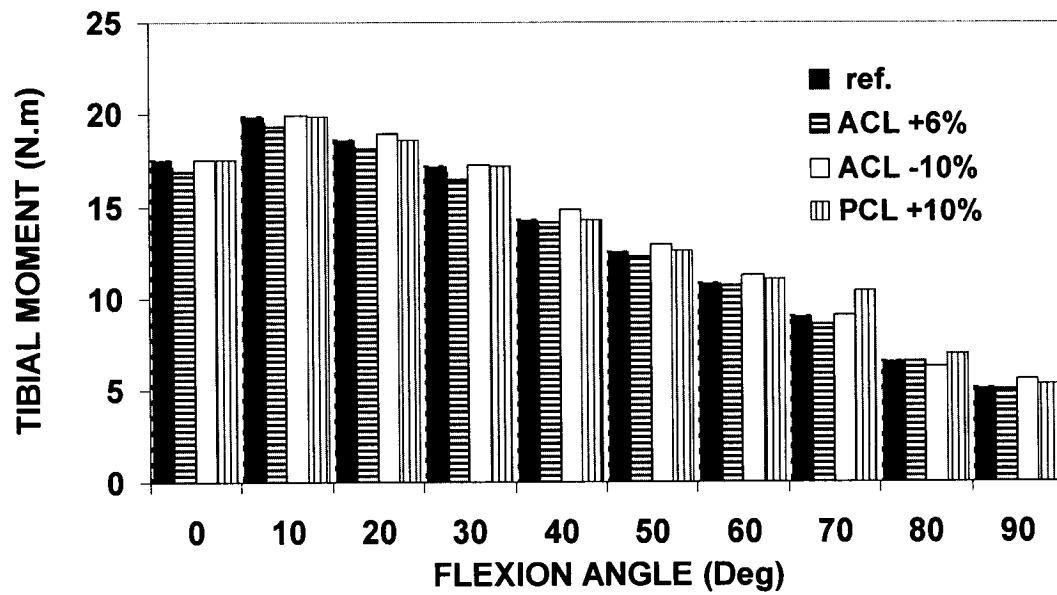


Figure 5.9: Tibial extensor joint moment at different flexion angles under $F_Q=411\text{N}$ preload for various ACL and PCL initial strain values. Results for the cases with PT material properties are not shown (see the text).

CHAPITRE VI

KNEE JOINT MECHANICS UNDER QUADRICEPS-HAMSTRINGS MUSCLE FORCES ARE INFLUENCED BY TIBIAL RESTRAINT

Sommaire

Un modèle du genou au complet par éléments finis, incorporant les joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire, a été utilisé afin d'investiguer les forces aux ligaments croisés, les forces de contact et le moment résistant du joint en flexion (0° - 90°) sous l'activation combinée ou séparée des muscles du hamstrings et du quadriceps. Mis à part aux conditions aux rives de référence, consistant à appliquer une rotation contrôlée qui génère un moment pur, l'effet de la présence d'une force restreinte à deux différentes positions données (20cm et 30cm du côté distal du joint) sur les résultats a été aussi étudié à 0° et 90° de flexion du genou. Cette dernière condition génère une force de cisaillement artefact dans le joint. Contrairement à la plage des petits angles de flexion, l'analyse des résultats indique, pour une même amplitude de chargement, que le hamstrings possède une capacité génératrice de moment plus efficace que le quadriceps à grands angles de flexion. L'activation seule du quadriceps engendre une augmentation de la force dans le ligament croisé antérieur (LCA) pour les faibles angles de flexion et engendre la diminution de celle dans le croisé postérieur (LCP) pour les grands angles de flexion. Par contre, le muscle du hamstrings diminue la force dans le ligament LCA pour les faibles angles de flexion et augmente celle dans le ligament LCP pour les grands angles de flexion. La co-activation du hamstrings peut jouer un rôle très important dans la stabilisation et la protection du genou lors de la blessure du LCA ou lors de l'implantation de son greffon en réduisant la translation antérieure du tibia. De l'autre côté, l'activation ou la

co-activation du hamstring augmente le risque au ligament LCP ou son greffon pour de grands angles de flexion. Le placement d'une force restreinte proche du joint fémoro-tibial génère une force de cisaillement artefact bénéfique pour la réduction des forces ligamentaires des croisés; le ligament LCA quand il s'agit de faibles angles de flexion et le ligament LCP quand il s'agit de grands angles de flexion.

6.1 Abstract

Background: To investigate the role of quadriceps and hamstrings muscle recruitments on knee joint mechanics, measurement studies constrain the tibial A-P translation at a point away from the joint. This generates a restraining force perpendicular to the tibia that not only counterbalances the moment of muscle forces but also introduces an artefact A-P shear force that in turn likely alters joint mechanics and forces in cruciate ligaments.

Methods: A 3D nonlinear finite element model of the entire knee joint, including tibiofemoral and patellofemoral joints, was used to investigate joint mechanics in flexion (0° - 90°) under isolated and combined hamstrings and quadriceps activation. The effect of tibial restraint at two locations on results was studied and compared with the reference boundary condition of tibia constrained by pure moments.

Findings: Tibial restraint by a force rather than a pure moment substantially influences the joint response. For identical forces, hamstrings have much greater moment generating capacity at larger flexion angles while quadriceps are more effective at smaller angles.

Interpretation: Tibial constraint by a restraining force rather than a pure moment causes an artefact force on the joint that vary with muscle forces and restraining location. These artefact shear forces, especially when placed closer to the joint, considerably reduce forces in cruciate ligaments; in the ACL at near full extension and in the PCL at larger flexion angles. The beneficial effects of muscle co-contraction in reducing ACL forces at near full extension and PCL forces at near 90° , however, disappear as the restraint on the tibia approaches the joint. The artefact forces could distort results and their interpretations.

6.2 Introduction

The effect of quadriceps and hamstrings muscle loads, alone or combined, on knee joint response at different flexion angles has been the focus of some studies (Brechtel and Powers, 2002; Draganich and vahey, 1990; Höher et al., 1999; Hsieh and Draganich, 1997,1998; Kwak et al., 2000; Li et al., 1999; Markolf et al., 2004; Matsuda et al., 1997; Singerman et al., 1995). To measure the joint response at a desired flexion angle, in vitro investigations usually constrain the tibial A-P translation at a point on the tibia away from the joint level. This would generate a restraining force perpendicular to the tibia that counterbalances the moments of quadriceps and/or hamstrings forces at the joint angle under consideration. Such constraint, however apart from the expected moment, introduces artefact A-P shear forces on the joint that in turn likely influence joint mechanics, forces in cruciate ligaments and, hence, subsequent clinical interpretation of results. The magnitude and direction of these constraint forces depend directly on muscle forces, joint angle and location of restraint relative to the joint level (i.e., restraining lever arm). A marked alteration in ACL forces under quadriceps contraction has previously been recognized to be a function of restraining lever arm (Jurist and Otis, 1985; Mesfar and Shirazi-Adl, 2005; Pandy and Shelburne, 1997).

The dynamic stability of the knee joint in various daily activities is provided by a delicate interplay between passive tissues and active musculature. Any injury in a constituent element would disturb this mechanical balance altering the load distribution on remaining intact structures and increasing the risk to secondary damage and degeneration. In the absence of a cruciate ligament, for example, quadriceps and hamstrings muscle groups protect the joint. The relative success of such compensatory actions in restoring the joint near normal function likely distinguishes the copers from non copers following an ACL injury. The quadriceps activation has been measured to substantially increase ACL force at smaller flexion angles and hence cannot

compensate for an ACL injury (Draganich and Vahey, 1990; Höher et al., 1999; Li et al., 1999; Markolf et al., 2004). Despite quadriceps avoidance and weakness in some ACL-injured joints (Andriacchi, 1993; Tsepis et al., 2004; Williams et al., 2005), similar quadriceps activity has been reported in copers and non copers alike (Rudolph et al., 2000, 2001). The hamstrings muscles co-activity, on the other hand, has been reported to act in protection of the ACL-deficient joint by diminishing tibial anterior translation (Kwak et al., 2000; Liu and Maitland, 2000; Renstrom et al., 1986; More et al., 1993; Rudolph et al., 2001; Isaac et al., 2005; Williams et al., 2005; Steele et al., 1995; Tsepis et al., 2004). The measured role of muscle contractions and co-contractions on forces in cruciate ligaments has likely been distorted in presence of artefact shear forces used to restrain the tibia at a flexion angle.

In continuation of our earlier work under isolated quadriceps forces (Mesfar and Shirazi-Adl, 2005), this 3D nonlinear finite element model study has the objective to evaluate the effect of the manner in which the tibia is constrained on joint kinematics, forces in cruciate ligaments, contact forces and joint moment under hamstrings-quadriceps activation alone or combined. The tibia at different joint angles and muscle recruitments is constrained either by a pure moment or by a restraining force applied at two different locations 20cm and 30cm distal to the joint. We hypothesize that the manner in which the tibia is restrained (i.e., either by a pure moment or a restraining force which causes a moment as well as a shear force) significantly influences joint kinematics and kinetics the extent of which depends on the joint flexion angle, extensor/flexor muscle activation levels and restraining lever arm.

6.3 Method

The knee joint model consists of three bony structures (tibia, femur, and patella) and their articular cartilage layers, menisci, six principal ligaments (collaterals LCL/MCL, cruciates ACL/PCL, and medial/lateral patellofemoral ligaments MPFL/LPFL), patellar tendon PT, quadriceps muscle force vectors (divided into three

components; vastus lateralis, VL/ rectus femoris-vastus intermedius medialis, RF-VIM/ vastus medialis obliquus, VMO) and hamstrings muscle force vectors (divided into three components; biceps femoris, BF/ sartorius-gracilis-semitendinosus, SR-GR-ST (TRIPOD)/ semimembranosus, SM) (Fig. 6.1). Ligaments are each modeled by a number of uniaxial elements with different prestrains and nonlinear material properties (no compression) (Fig. 6.2) (Moglo and Shirazi-Adl, 2003a,b; Atkinson et al., 2000; Butler et al., 1986; Stäubli et al., 1999). Articulation at various locations is simulated using large displacement frictionless hard contact with no penetration. Additional details of the model are available elsewhere (e.g., Mesfar and Shirazi-Adl, 2005).

For stable and fully unconstrained boundary conditions in flexion, the femur is fixed while the tibia and the patella are left completely free. The joint reference configuration at full extension is initially established under ligament prestrains, hamstrings and/or quadriceps forces. The muscle components are each simulated by an element with a load-displacement relationship with a constant force. In addition to the constant quadriceps force of 411N (Mesfar and Shirazi-Adl, 2005), two other muscle load configurations are simulated in this study; an isolated hamstrings activation with resultant force of 205.5N and a combined quadriceps/hamstrings of 411N/205.5N to simulate muscle co-contraction. The magnitude and direction of the quadriceps are selected based on the data available in the literature (refer for details to Mesfar and Shirazi-Adl, 2005). The relative magnitude of the hamstrings muscle components are derived from the study of Kwak et al. (2000); ~87N in BF and SM each and ~35N in SR-GR-ST (TRIPOD). In the frontal plane, BF is oriented 11.8° medially, SM is 7° laterally and the TRIPOD is 7.1° medially relative to the tibial axis. In the sagittal plane, BF is parallel to the tibial axis whereas SM and TRIPOD are respectively 16.1° and 18.7° posteriorly to the axis (Aalbersberg et al., 2004; Hillman, 2003).

Following the application of prestrains in ligaments and forces in hamstrings and/or quadriceps, the tibia is incrementally subjected to rotations from 0° to 90° under

constant muscle forces. Since the joint flexion angle is prescribed, the required joint extensor/flexor moment under given muscle activation pattern is calculated at each step of the analysis (i.e, tibia is restrained with pure moments). In order to investigate the effect of tibial restraint on results, additional cases are studied with the joint constrained by a perpendicular force rather than a pure sagittal moment. In these cases, at 0° and 90° angles, the tibia is constrained in A-P translation at 20cm or 30cm distal to the joint level and the restraining force magnitude is calculated as a function of lever arm, muscle forces and joint angle. Such constraints, though at different locations, are used in experimental studies to counterbalance the moment of muscle forces. The non-linear analysis is performed using ABAQUS 6.4 (Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., Pawtucket, RI) finite element package program.

6.4 Results

6.4.1 Restrained by a pure moment: At full extension, the anterior tibial translation of 0.7mm under isolated quadriceps forces ($F_Q=411\text{N}$) reversed direction to become posterior by 0.1mm or 5.9mm under combined muscle forces or isolated hamstrings forces ($F_H=205.5\text{N}$), respectively (Fig. 6.2). The foregoing differences in translations varied with joint flexion and nearly disappeared ($<0.5\text{mm}$) at 90° flexion.

At full extension, the ACL underwent large force of 210N under F_Q that diminished to 143N and further to 0.4N under F_H with and without F_Q , respectively. The ACL force diminished throughout flexion up to 90° in all cases (Fig. 6.3). In contrast to ACL force, PCL force increased under F_H throughout flexion (Fig. 6.4). At 90° knee flexion, PCL force reached 292N, 259N and 6N under respectively the hamstrings, combined and isolated quadriceps loading.

Under quadriceps force ($F_Q=411\text{N}$), PT force substantially diminished with joint flexion from 405N at full extension to 125N at 90° flexion which values remained

nearly unchanged (by $<4\text{N}$) in presence of hamstrings co-activity ($F_H=205.5\text{N}$). Under F_Q , total PF resultant contact force substantially increased with flexion from 156N at full extension to 416N at 90° flexion (Fig. 6.5A). Presence of hamstrings co-activity slightly decreased PF contact force at smaller flexion $<20^\circ$ but increased it thereafter. In the case with F_Q , total TF contact force substantially decreased with flexion angle from 495N at full extension to 194N at 90° flexion. Under F_H alone, however, TF contact force increased with flexion angle from 219N at full extension to 352N at 90° flexion (Fig. 6.5B). The TF contact force substantially increased in combined muscle loading to 629N at full extension and 454N at 90° flexion (Fig. 6.5B).

Hamstrings co-activation decreased the extensor moment particularly at larger flexion angles; from 19.8Nm to 15.9Nm at 10° flexion and from 5.1Nm to -4.8Nm at 90° (Fig. 6.6). In the combined muscle loading and at $\sim 67^\circ$ flexion, the joint moment reached zero as the extensor moment of F_Q , neglecting the small joint passive resistance, counterbalanced the flexor moment of F_H . The isolated activation of hamstrings ($F_H=205.5\text{N}$) resulted in flexor moment that substantially increased with flexion from 4.5Nm at full extension to 9.6Nm at 90° knee flexion (Fig. 6.6).

6.4.2 restrained by a force: Tibial restraining forces under isolated F_Q reached 82N and 23N (+ve in posterior direction) when located at 20cm and 56N and 16N when at 30cm , respectively for 0° and 90° joint angles. These forces considerably decreased in presence of hamstrings co-contraction to 66N and -22N (-ve in anterior direction) at 20cm and to 45N and -15N at 30cm , respectively for 0° and 90° angles. Under isolated hamstrings activity (F_H), they reached -21N and -45N at 20cm and to -13N and -30N at 30cm .

In accordance with the direction of restraining forces at 0° joint angle and relative to the position under reference pure moment condition, the tibia translated posteriorly when under F_Q with or without F_H whereas anteriorly when isolated F_H was

considered (Fig. 6.2). These changes in A-P translation were more pronounced under larger restraining forces when located closer to the joint at 20cm. The restraining forces, hence, diminished ACL force from reference values of 210N and 143N at 0° respectively under F_Q without and with F_H (in cases with the tibia restrained by pure moments) to 112N and 90N when located at 20cm and to 140N and 108N when located at 30cm (Fig. 6.3). In contrast, under isolated F_H and at 0°, ACL force slightly increased from 0.4N to 12.5N at 20cm and to 8.5N at 30cm. On the other hands at 90° joint angle and as the tibia was restrained respectively at 20cm and 30cm, PCL force increased from 7N (in reference condition) to 36N and 26N under isolated F_Q but decreased from 259N to 232N and 241N under the combined loading and from 292N to 235N and 253N under isolated F_H (Fig. 6.4). The TF contact force altered (by <22N under isolated F_Q , <29N under combined loading and <50N under isolated F_H) whereas the PF contact force remained nearly the same (by <5N in isolated F_Q and <9N under combined loading) (Fig. 6.5).

6.5 Discussion

Forces in cruciate ligaments, contact forces and joint moment were investigated in the knee joint in flexion (0°-90°) under quadriceps (411N) and hamstrings (205.5N) forces acting alone or combined. Loading was applied through three different muscle fascicles in each group and were kept constant throughout joint flexion. Apart from the reference cases in which the tibial resistance to muscle forces was provided by pure sagittal moments, cases with restraining forces were also studied to simulate conditions in experimental studies. In these latter cases, at 0° and 90° joint angles, the tibia was restrained via constraints (i.e., perpendicular forces) at 20cm or 30cm distal to the TF joint level.

The results clearly confirmed the hypotheses on the importance of tibial restraining conditions on joint response and forces in cruciate ligaments. The tibial

restraint by a force perpendicular to its long axis markedly influenced, depending on the joint moment and restraining lever arm, the tibial translation, tibiofemoral contact force and forces in cruciate ligaments. It also markedly influenced the relative role of quadriceps and hamstrings co-activation on tibial A-P translations and forces in cruciate ligaments.

6.5.1 Modelling Issues

An earlier convergence study indicated the accuracy of the mesh density used in the current work (Mesfar and Shirazi-Adl, 2005). Measurement investigations in the literature have often represented the extensor mechanism by a single force aligned with the rectus femoris (Ahmed et al., 1983; Huberti et al., 1984; Buff et al., 1988; Godfellow et al., 1976; Huberti and Hayes, 1984; Lee et al., 1994) and the hamstrings muscles by two lateral (i.e., BF) and medial (i.e., SM±ST) groups with similar loads (Höher et al., 1999; Li et al., 1999; Liu and Maitland, 2000; Markolf et al., 2004). The study of Kwak et al. (2000) considered three muscles for hamstrings. Joint response has been demonstrated to alter with changes in the directions/force ratios of quadriceps components (Ahmed et al., 1983; Powers et al., 1998; Sakai et al., 1996). In the current work, the quadriceps muscle was represented by three components with different force magnitudes and directions (Sakai et al., 1996). The hamstrings was also divided into three muscles with different forces and directions (Kwak et al., 2000; Aalbersberg et al., 2004; Hillman et al., 2003). At full extension and with 205.5N total hamstrings force, the TRIPOD, SM and BF generated posterior forces of ~11N, 24N and 0N as well as axial forces of ~33N, 83N and 85N, respectively.

To investigate the joint response at different flexion angles, measurement studies often restrain the tibial translation at a point distal to the joint in order to counterbalance the moment of muscle forces while preserving the joint flexion angle (Hsieh and Draganich, 1997 and 1998; Powers et al., 1998; Draganich et al., 1987, Farhamand et al., 1998 and 2004; Senavongse et al., 2003). This constraint, however

apart from generating extensor/flexor moments, introduces artefact tibial A-P shear forces the magnitude of which depends on the distal location of restraint (i.e., lever arm) as well as the joint moment (i.e., muscle forces). Ahmed et al. (1983) suggested the effect of this restraint lever arm on results and estimated that any moment arm >40cm had no discernible effect on the pressure distribution on the retropatellar surface. Others reported that ACL force and tibial anterior translation significantly increased as the resisting force shifted distally from the joint (i.e., larger lever arm) (Jurist and Otis, 1985; Pandy and Shelburne, 1997).

6.5.2 Comparisons and Implications

In combined muscle loading, the posterior component of resultant hamstrings forces reached ~34N at full extension which opposed the anterior pull of patellar tendon (~116N) under quadriceps activation. In presence of quadriceps forces, the extent of the posterior tibial shift due to hamstrings co-contraction would naturally depend on the relative activity in these muscle groups. The ACL force at smaller flexion angles substantially increased under isolated quadriceps muscle forces but markedly diminished as hamstrings forces were added (Fig. 6.3). These reversed trends, in agreement with measurements (Markolf et al., 2004; Draganich and Vahey, 1990; More et al., 1993; Li et al., 1999), are due to the foregoing opposite A-P tibial translations associated with these muscle contractions (Fig. 6.2). Our results also indicated that ACL forces were highly dependent on the tibial restraint condition. At full extension, the reduction in ACL force due to the co-activity of hamstrings (in presence of F_Q) drastically decreased from 67N in the reference case (i.e., tibia restrained by pure moments) to 32N and further to 22N as tibial restraining forces were introduced at 30cm and 20cm distal to the joint, respectively. It is clear that this effect is more pronounced at larger restraining forces associated with smaller lever arms and greater joint moments. The foregoing predicted decrease could explain as to why previous in vitro studies have not measured a significant enough reduction in ACL

force/strain at full extension when hamstrings activity was added (More et al, 1993; Li et al., 1999; Draganich and Vahey, 1990).

In contrast to the ACL, the hamstrings activation considerably increased PCL forces in flexion (Fig. 6.4). The addition of quadriceps activation delayed the load bearing role of the PCL to angles $>40^\circ$ and diminished its magnitude thereafter. Under isolated quadriceps forces, PCL role initiated only after 80° reaching a negligible force of 6N at 90° flexion. Similar to the ACL, PCL forces were dependent on the tibial restraint condition. At 90° flexion, the reduction in PCL force due to the co-activation of quadriceps (in presence of F_H) decreased from 33N in the reference case (i.e., tibia restrained by pure moments) to 12N and further to a mere 3N as tibial restraining forces were introduced at 30cm and 20cm distal to the joint, respectively. The effect of quadriceps co-activity in reducing PCL force at larger flexion angles, hence, almost disappeared as the tibia was restrained by a force located close enough to the joint level.

The joint extensor moment (i.e., tibial moment) increased initially up to 10° flexion and thereafter decreased with joint flexion under isolated F_Q (Fig. 6.6). The hamstrings activation, on the other hand, generated flexor moment that considerably increased throughout joint flexion up to 90° . Under activation of both muscle groups, the joint underwent extensor moment up to $\sim 67^\circ$ becoming thereafter a flexor moment. In contrast to quadriceps, the moment generating capacity of hamstrings substantially increased throughout joint flexion. This indicates that, for identical muscle forces, the hamstrings have much greater moment generating capacity at larger flexion angles while quadriceps are more effective at smaller flexion angles. These are due primarily to the considerable decrease in PT force along with changes in its orientation as joint flexes. The posterior translation of tibia under hamstrings that reduces extensor lever arm (and increases flexor lever arm) also plays a role in moment generating role of muscles. These findings explain measurements that, under a constant quadriceps force

of 200N, the total hamstrings loads necessary to achieve the equilibrium of the joint with no need for a restraining force exceeded 400N at 0°, 10° and 20° of knee flexion (Draganich and Vahey, 1990).

The manner in which the tibia is constrained at a fixed flexion angle has, hence, an important effect on joint mechanics. The tibial restraint by a force at 20cm or 30cm distal to the joint level (i.e., lever arm) rather than by a pure moment as considered in our reference cases, generated artefact shear forces that substantially influenced tibial translations and cruciate ligament forces. The TF contact force also subsequently altered. In isolated quadriceps case, these artefact forces resulted in posterior tibial translations that significantly diminished ACL forces but increased PCL forces. In contrast, under isolated hamstrings activation, restraining forces reversed direction causing tibial anterior translations that diminished PCL forces while increasing ACL forces. In combined loading, the restraining forces changed direction during joint flexion generating lower PCL forces at larger flexion angles. The relative extent of foregoing changes depends on the magnitude of restraining forces that in turn alter as a function of muscle activation levels and lever arm. The presence of these shear forces are, however, justified if extension/flexion exercises against a resistance is simulated. Proper consideration of these forces (artefact or not) is essential in precise assessment of data accuracy and in subsequent comparison of results of various investigations and clinical interpretation of data. Rehabilitation exercises following ACL or PCL reconstruction should also account for the effect of the lever arm in cruciate ligament forces in order to reduce the risk on ligament graft at post-operation period. Near joint placement of the resistance is recommended as it tends to decrease forces on ACL grafts in extension exercises at small flexion angles and in PCL grafts in flexion exercises at larger flexion angles. Such placement, however, minimizes the expected benefits of co-activity in knee muscles on forces in cruciate ligaments (i.e., hamstrings for the ACL at 0° and quadriceps for the PCL at 90°).

Finally, the restraining forces, especially when placed closer to the joint (i.e., smaller lever arm), have beneficial effects in reducing forces in cruciate ligaments at critical joint angles; in the ACL at near full extension and in the PCL at larger flexion angles. Co-activity of quadriceps and hamstrings tends to stabilize and protect cruciate ligaments, an effect that nevertheless diminishes in presence of restraining forces when placed close to the joint level. Presence of restraining forces in measurement studies causes artefact forces on the joint that influence data and distort subsequent interpretations.

6.6 Knowledge

The financial support of the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC-Canada) is gratefully acknowledged. The earlier efforts of M.Z. Benjaballah and K.E. Moglo in development of the model are also acknowledged.

6.7 References

- Aalbersberg, S., Kingma, I., Ronsky J.L., Frayne R., van Dieën, J.H., 2005. Orientation of tendons in vivo with active and passive knee muscles. *J. Biomech.* 38, 1780-1788.
- Ahmed, A.M., Burke, D.L., Yu, A., 1983. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints, Part II: Retropatellar surface. *J. Biomech. Eng.* 105, 226-235.
- Andriacchi, T.P., 1993. Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J. Biomech. Eng.* 115(4B), 575-581.
- Atkinson, P., Atkinson, T., Huang, C., Doane, R., 2000. A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments. *Trans. 46th Annual Meeting Orthop. Res. Soc., Orlando*, p. 776.
- Brechtel, J.H., Powers, C.M., 2002. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait & Posture* 16, 115-123.
- Buff, H-U, Jones, L.C., Hungerford, D.S., 1988. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J. Biomech.* 21, 17-23.
- Butler, D.L., Kay, M.D., Stouffer, D.C., 1986. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J. Biomech.* 19, 425-432.
- Draganich, L.F., Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., 1987. Interaction between intrinsic knee mechanics and knee extensor mechanism. *J. Orthop. Res.* 5, 539-547.
- Draganich, L.F., Vahey, J.W., 1990. An in vitro study of Anterior Cruciate Ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J. Orthop. Res.* 8, 57-63.
- Farahmand, F., Tahmasbi, M.N., Amis, A., 1998. Lateral force-displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion—a biomechanical study in vitro. *J. Biomech.* 31, 1147-1152.

Farahmand, F., Tahmasbi, M.N., Amis, A., 2004. The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability—an in-vitro study. *The Knee* 11, 89-94.

Goodfellow, J., Hungerford, D.S., Zindel, M., 1976. Patellofemoral joint mechanics and pathology: functional anatomy of the patellofemoral joint. *J. Bone Joint Surg.* 58-B, 287-290.

Hillman S. k., 2003. *Interactive Functional Anatomy*.

Höher, J., Vogrin, T.M., Woo, S.L-Y., Carlin, G.J., Aroen, A., Harner, C.D. 1999. In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: A cadaveric study. *J. Orthop. Res.* 17, 763-768.

Hsieh, Y-F., Draganich, L.F., 1997. Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. *The Knee* 4, 145-154.

Hsieh, Y-F., Draganich, L.F., 1998. Increasing quadriceps loads affect the lengths of the ligaments and the kinematics of the knee. *J. Biomech. Eng.* 120, 750-756.

Hsu, H.C., Luo, Z.P., Rand, J.A., An, K.N., 1996. Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty* 11, 69-80.

Huberti, H.H., Hayes, W.C., 1984. Patellofemoral contact pressures: the influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J. Bone Joint Surg.* 66-A, 715-724.

Huberti, H.H., Hayes, W.C., Stone, J.L., Shybut, G.T., 1984. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J. Orthop. Res.* 2, 49-54.

Isaac, D.L., Beard, D.J., Price, A.J., Rees, J., Murray, D.W., Dodd, C.A.F., 2005. In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. *The Knee* 12, 25-31

Jurist, K.A., Otis, J.C., 1985. Anteroposterior tibiofemoral displacements during isometric extension efforts. The roles of external load and knee flexion angle. *Am. J. Sports Med.* 13, 254-258.

Kwak, S.D., Ahmad, C.S., Gardner, T.R., Greslamer, R.P., Henry, J.L., Blankevoort, L., Ateshian, G.A., 2000. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *J. Orthop. Res.* 18, 101-108.

Lee, T.Q., Anzel, S.H., Bennett, K.A., Pang, D., Kim, W.C., 1994. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clinical Orthop. Rel. Res.* 302, 69-74.

Li, G., Rudy, T.W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C.B., Woo, S.L-Y., 1999. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J. Biomech.* 32, 395-400.

Liu, W., Maitland, M.E., 2000. The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. *J. Biomech.* 33, 871-879.

Markolf, K.L., O'Neill, G., Jackson, S.R., McAllister, D.R., 2004. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am. J. Sports Med.* 32(5), 1144-1149.

Matsuda, S., Ishinishi, T., White, S.E., Whiteside, L.A., 1997. Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress. *J. Arthroplasty.* 12, 790-797.

Mesfar, W., Shirazi-Adl, A., 2005. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The knee* 12, 424-434.

Moglo, K.E., Shirazi-Adl, A., 2003a. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clin. Biomech.* 18, 751-759.

Moglo, K.E., Shirazi-Adl, A., 2003b. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. *The Knee* 10, 265-276.

More, R.C., Karras, B.T., Neiman, R., Fritschy, D., Woo, S.L., Daniel, D.M., 1993. Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am. J. Sports Med.* 21(2), 231-237.

Pandy, M.G., Shelburne, K.B., 1997. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J. Biomech.* 30, 1015-1024.

Powers, C.M., Lilley, J.C., Lee, T.Q., 1998. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin. Biomech.* 13, 616-624.

Renstrom, P., Arms, S.W., Stanwyck, T.S., Johnson, R.J., Pope, M.H., 1986. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am. J. Sports Med.* 14, 83-87.

Rudolph, K.S., Axe, M.J., Snyder-Mackler, L., 2000. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 8, 262-269.

Rudolph, K.S., Axe, M.J., Buchanan, T.S., Scholz, J.P., Snyder-Mackler, L., 2001. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 9, 62-71.

Sakai, N., Luo, Z.P., Rand, J.A., An, K.N., 1996. Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. *The Knee* 3, 1-7.

Senavongse, W., Farahmand, F., Jones, J., Andersen, H., Bull, A.M.J., Amis, A.A., 2003. Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: Force-displacement behavior of the human patella in vitro. *J. Orthop. Res.*, 21, 780-786.

Singerman, R., Berilla, J., Davy, D.T., 1995. Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees. *J. Biomech. Eng.* 117, 8-14.

Stäubli, H.U., Schatzmann, L., Brunner, P., Rincon, L., Nolte, L.P., 1999. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am. J. Sports Med.* 27, 27-34.

Steele, J.R., Roger, G.J., Milburn, P.D., 1995. Tibial translation and hamstring activity during active and passive arthrometric assessment of knee laxity. *The Knee* 1, 217-223.

Tsepis, E., Vagenas, G., Giakas, G., Georgoulis, A., 2004. Hamstring weakness as an indicator of poor knee function in ACL-deficient patients. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 12, 22-29.

Williams, G.N., Snyder-Mackler, L., Barrance, P.J., Buchanan, T.S., 2005. Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers. *J. Biomech.* 38, 685-693.

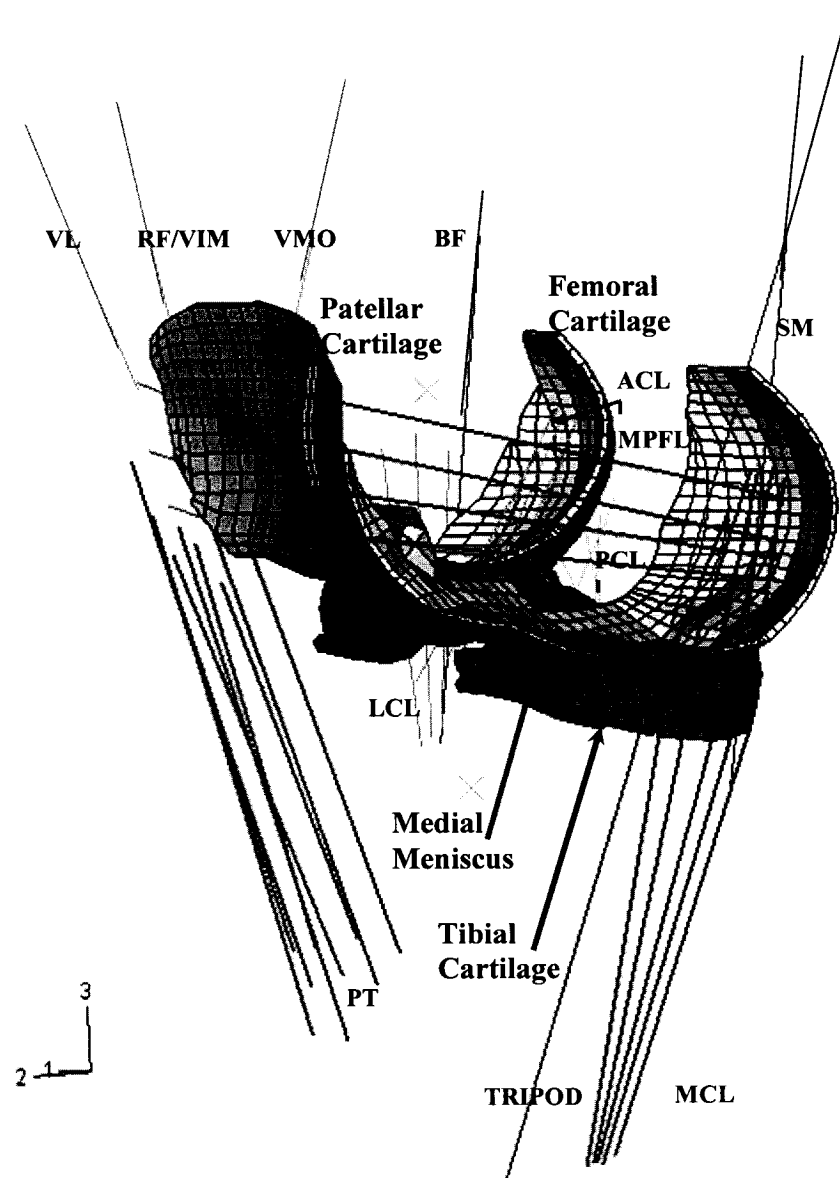


Figure 6.1: The knee joint finite element models showing cartilage layers, menisci, ligaments, patellar tendon, quadriceps and hamstrings muscles. Bony structures are only indicated by their primary nodes. Quadriceps components considered are VMO: vastus medialis obliquus, RF: rectus femoris, VIM: vastus intermedius medialis, and VL: vastus lateralis. Hamstring components considered are BF: biceps femoris, SM: semimembranosus and the TRIPOD composed by SR: Sartorius, GR: Gracilis and ST: Semitendinosus, LPFL: lateral patellofemoral ligament, MPFL: medial patellofemoral ligament.

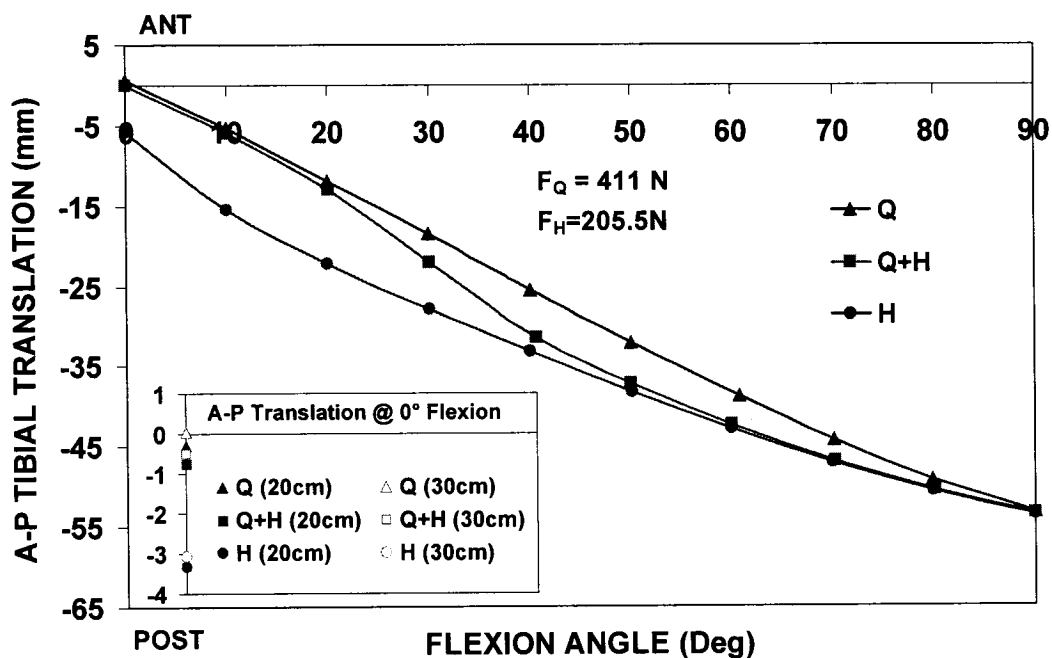


Figure 6.2: Anterior-Posterior Tibial translation at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N, isolated hamstring loading of 205.5N and their combination at different flexion angles. Inlay depicts results at 0° flexion for the cases with a restraining force either at 20cm or 30cm distal to the joint level.

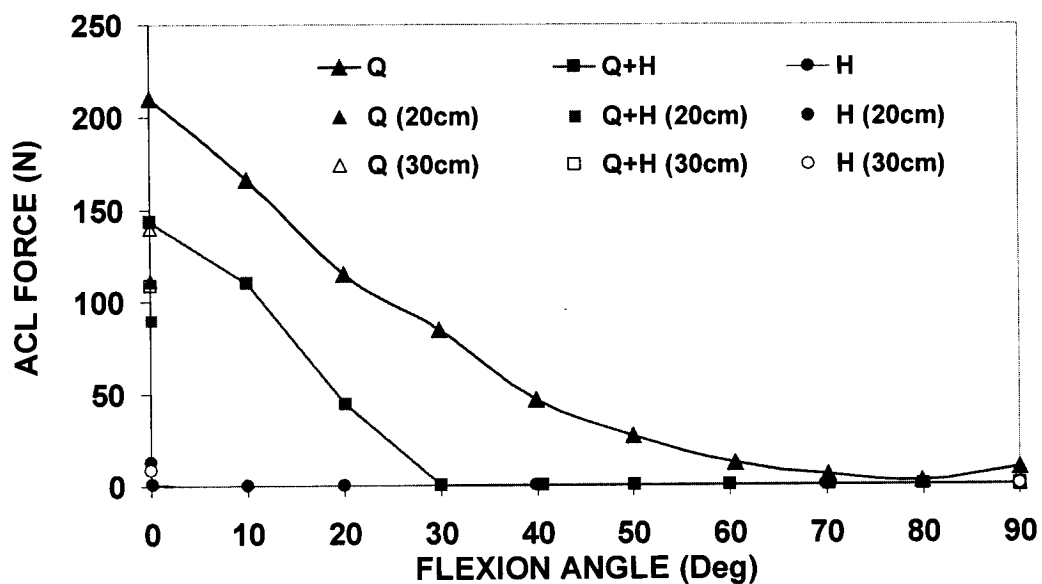


Figure 6.3: Computed forces in the anterior cruciate ligament at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N, isolated hamstring loading of 205.5N and their combination. The ACL forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor/flexor moments are resisted by a restraining force on the tibia located either at 20cm or 30cm distal to the joint.

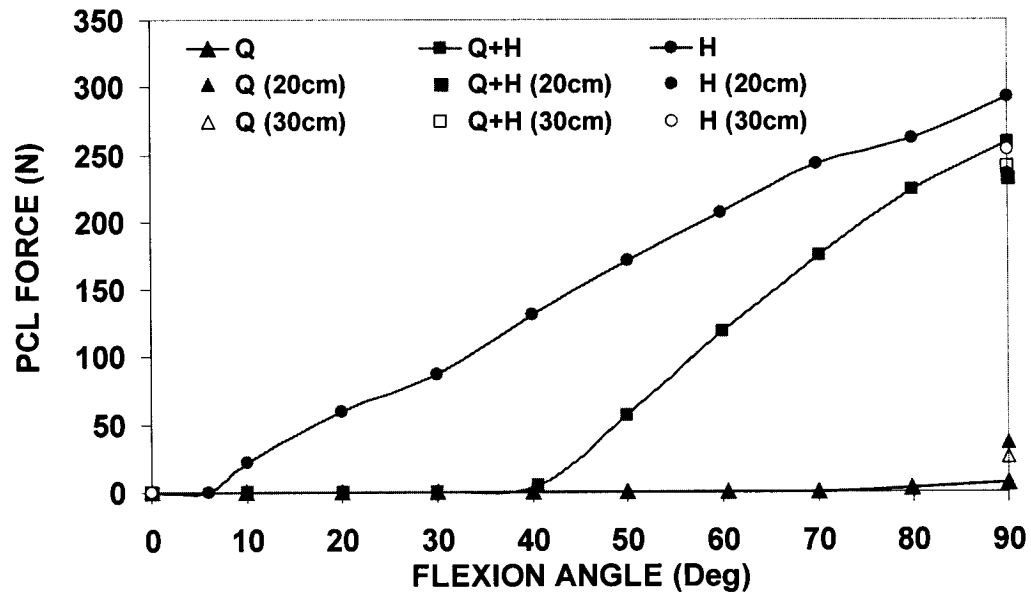


Figure 6.4: Computed forces in the posterior cruciate ligament at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N, isolated hamstring loading of 205.5N and their combination. The PCL forces at 0° and 90° are also shown for the cases in which the extensor/flexor moments are resisted by a restraining force on the tibia located either at 20cm or 30cm distal to the joint.

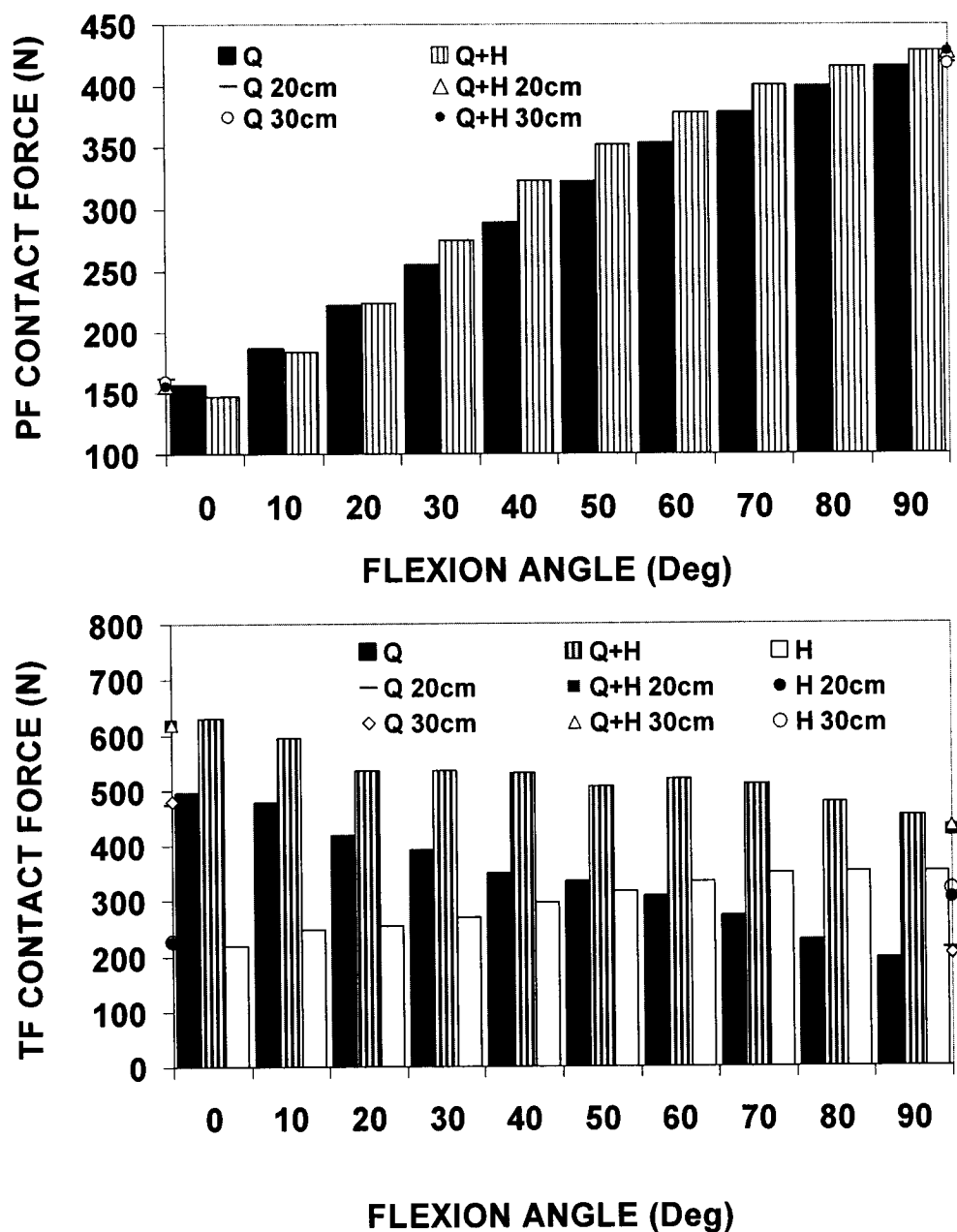


Figure 6.5: Total resultant contact forces (top: patellofemoral joint, bottom: tibiofemoral joint) at different flexion angles under isolated or combined quadriceps loading of 411N and hamstring loading of 205.5N. Contact forces at 0° and 90° are also shown for the cases with the tibia restrained by a force located at 20cm or 30cm away from the joint level.

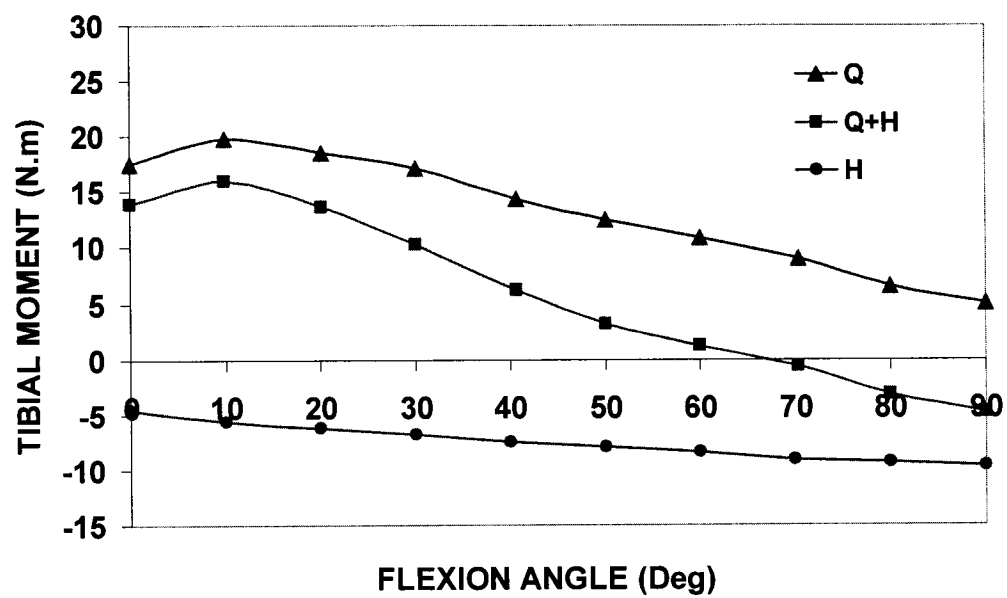


Figure 6.6: Tibial joint moment at different flexion angles under isolated quadriceps loadings of 411N, isolated hamstring loading of 205.5N and their combination.

CHAPITRE VII

DISCUSSION

Dans le but d'analyser la réponse complète du genou humain en flexion en présence des éléments moteurs, à savoir les muscles du quadriceps et du hamstrings, un modèle 3-D non linéaire par éléments finis a été développé. Ce dernier a été la continuation d'un modèle fémoro-tibial développé initialement par Bendjaballah (1996) et amélioré dans une étape ultérieure par Moglo (2002). Le mécanisme extenseur et le muscle du hamstrings ont été alors développés et introduits au modèle existant. L'ensemble du modèle est constitué par trois structures osseuses (fémur, tibia, rotule) ainsi que leurs cartilages articulaires, des ménisques, quatre ligaments fémoro-tibiaux (deux croisés, deux latéraux), deux ligaments fémoro-patellaires (ailerons rotuliens interne et externe), le tendon rotulien et des deux regroupements des muscles du quadriceps et du hamstrings. Le modèle développé a été utilisé afin d'effectuer des analyses élasto-statiques non linéaires du genou humain en flexion sous différents types de chargement appliqués à partir de la contraction de l'un ou de l'ensemble des deux groupes de muscle (extenseurs et fléchisseurs) et afin d'étudier l'influence du choix des conditions aux rives sur la réponse biomécanique du système. Le modèle a aussi servi pour effectuer des études paramétriques consistant à étudier l'influence de la variation des déformations (i.e., forces) initiales des ligaments croisés sur la réponse globale du genou sous le chargement du quadriceps et du hamstrings. La variation du point d'application de la force restreinte appliquée au tibia dans le plan sagittal, servant à contrebalancer le moment requis pour maintenir la flexion du genou à 0° et à 90° , a fait aussi l'objet de certaines analyses. Pour toutes ces analyses, les conditions aux limites ont été choisies de manière à assurer principalement la stabilité et la mobilité, sans contraintes, de l'ensemble du joint.

7.1 Évaluation du modèle : Dans ce modèle, les structures osseuses ont été représentées par des corps rigides vu que leurs rigidités sont beaucoup plus élevées que les tissus mous. L'étude de Donahue et al. (2002) supportent cette hypothèse et démontrent que la déformabilité des parties osseuses ne joue qu'un rôle négligeable sur la réponse du système. En effet, une telle représentation conserve fidèlement la cinématique du joint ainsi que la réponse du mécanisme de transfert de charge constitué par les tissus mous et permet aussi de réduire considérablement le nombre d'équations numériques à résoudre, qui dépende étroitement du nombre de nœuds dans le modèle et des degrés de libertés qui leurs sont associés. Seul l'état de contrainte dans l'os ne pourra pas directement être évalué avec cette représentation, ce qui ne fait pas parti des objectifs de notre travail. Malgré ceci, cet état pourrait indirectement être estimé à partir des contraintes dans les cartilages articulaires.

La représentation du cartilage articulaire et de la matrice méniscale par des matériaux élastiques demeure acceptable du moment qu'on s'intéresse à la réponse à court terme de la structure. La matrice méniscale a été renforcée par des ressorts non-linéaires dans les directions radiales et circonférentielles pour tenir compte de la présence des fibres de collagènes orientées essentiellement dans ces directions. Les simplifications prises en compte au niveau des propriétés mécaniques des composants du genou et aussi des changements dans la géométrie du modèle pourraient bien influencer les résultats quantitativement mais toutefois, elles ne devraient pas changer les tendances ainsi que la réponse globale du mécanisme. Les comportements viscoélastiques et poroélastiques dans le système ont été négligés. Il est important de les tenir en compte dans les analyses à long terme et sous les charges à vitesse élevée. Dans notre cas, les chargements sont considérés comme quasi-statiques ce qui ne nécessite pas une analyse dynamique en fonction du temps. Néanmoins, la différence en réponse de cartilage entre le chargement en tension contre celui en compression a été négligée. Pour représenter les cornes des ménisques, les extrémités des ménisques sont représentées par un matériau plus rigide comparé au reste du corps. En effet, un

module d'élasticité de 15MPa a été attribué pour les cornes et de 10MPa pour le reste du corps des ménisques. Cette représentation des ménisques par un matériau composite est bien en accord avec les travaux qui ont étudié les propriétés mécaniques des ménisques, notamment ceux de Thissakht et Ahmed (1995) et de Mow et al. (1991).

Concernant la modélisation des structures ligamentaires, des ressorts non-linéaires uni-axiaux, représentant le comportement des ligaments et du tendon rotulien, ont été employés pour cette fin. Les courbes contrainte-déformation de chaque ligament et du tendon rotulien ainsi que les déformations initiales qui leurs sont associées ont été obtenues à partir de la littérature (Atkinson et al., 2002; Butler et al., 1984; Moglo et shirazi-Adl, 2003a, 2003b et 2005; Staubli et al., 1999). Les études de Moglo et Shirazi-Adl (2005) ainsi que Shirazi-Adl et Moglo (2005) ont montré le rôle et l'importance ainsi que l'influence des déformations initiales des ligaments croisés sur la réponse du système. En effet, dans les études de Moglo et Shirazi-Adl (2003a, 2003b et 2005), les déformations initiales du croisé postérieur ont été modifiées par rapport au modèle de Bendjaballah et al. (1995, 1997 et 1998) en raison des forces excessives prédites lors de l'application de force horizontale. Ceci montre en effet, l'importance de tenir en compte ce paramètre et de ne pas le négliger dans les simulations numériques. Il est à noter que les déformations initiales des ligaments représentent les pré-contraintes au niveau des ligaments et par conséquent de celles qui sont au niveau des articulations, fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. Pour des angles de flexion assez grands, la modélisation du tendon rotulien peut présenter une certaine limitation du fait qu'il n'y pas un contact établie entre le tendon et le fémur. En effet, il a été montré que ce contact pourrait avoir lieu pour des angles de flexion supérieur à 90° (Matsuda et al., 1997) ce qui dépasse la limite de 90° considérée dans cette étude.

La modélisation des muscles a suscitée un grand intérêt dans ce travail. Ces éléments moteurs représentent les forces qui sont appliquées au système dont la direction varie en fonction de la flexion et en fonction de la déformation du genou. Le

moyen qui nous a permis de simuler cet état des muscles en tenant compte de ces considérations est de les modéliser par des ressorts non-linéaires avec une force constante versus l'élongation du ressort. Les attachements de chaque ressort, représentant un composant de l'un des deux groupes de muscle, sont définis de sorte qu'ils tiennent en compte de trois aspects: la longueur du composant du muscle; de son point d'application, qui se situe au niveau de la rotule pour le quadriceps et au niveau du tibia pour le hamstrings; et enfin de sa direction mesurée au niveau du point d'application quand le genou est en extension complète et par rapport au système d'axe anatomique. Dans ce modèle, la plupart des composants des muscles ont été pris en considération afin de pouvoir tenir compte de l'influence de chacun d'entre eux sur le système. Les différentes amplitudes relatives des composants du quadriceps ainsi que leurs orientations (Fig. 3.2) ont été basées sur le modèle de l'angle Q de Sakai et al. (1996) avec un angle Q de 14° . À partir d'une étude comparative de la cinématique de la rotule entre trois modèles, le modèle mathématique, le modèle anatomique et le modèle de l'angle Q, il a été montré qu'il est très important de prendre les composants du quadriceps et leurs orientations en considération (Sakai et al., 1996). Dans cette perspective, le groupe du hamstrings a été aussi modélisé par trois composants, soit le biceps femoris (BF), le semimembranosus (SM), et le Tripod définie par un regroupement du sartorius-gracilis-semitendinosus (SR-GR-ST) vu que leurs sites d'attachement tibiaux sont communes. Cette représentation ainsi que les amplitudes relatives entre les composants du hamstrings ont été dérivées de l'étude Kwak et al. (2000). Les orientations des composants du hamstrings ont été essentiellement basées sur l'étude de Aalbersberg et al. (2005) et sur les images fournies par Hillman (2003). Ces orientations ont été définies comme suit; dans le plan frontal, le BF, le SM et le Tripod sont orientés de 11.8° du côté médial, de 7° du côté latéral et de 7.1° du côté médial respectivement et relativement à l'axe tibial tandis que dans le plan sagittal, le BF est parallèle à l'axe tibial par contre le SM et le Tripod sont orientés de 16.1° et 18.7° du côté postérieur respectivement et relativement à l'axe tibial.

Les zones de contact considérées ont été au nombre de sept. On dénombre le contact fémur-ménisques, le contact ménisques-tibia, le contact fémur-tibia du coté médial et latéral et finalement le contact entre la rotule et le fémur. Ces contacts sont à grand déplacement et considérés sans frottement définis en supposant qu'aucune pénétration n'est permise entre les corps qui sont en contact. Dans l'étude de Moglo et Shirazi-Adl. (2003a, 2003b et 2005), un écart limite de 0.25mm a été pris comme une valeur permise de pénétration entre les corps qui sont en contact (Moglo, 2002). En effet, une pénétration entre les zones de contact pourrait influencer la cinématique de déformation du joint ainsi que l'aire et pression de contact.

Malgré toutes les simplifications citées précédemment, ce modèle présente un degré de complexité assez élevé se traduisant par le nombre de composant, par le nombre des corps en contact qu'y sont inclut et aussi par le mouvement de flexion du genou permis de 0° à 90°. La majorité des modèles précédents ont considéré soit le joint fémoro-tibial (Atkinson et al., 2000; Blankvoort et Huiskes, 1991; Blankvoort et al., 1991; Crowninshield et al., 1976; Grood et Hefzy, 1982; Mommersteeg et al., 1996; Bendjaballah et al., 1995, 1997 et 1998; Moglo, 2000, Moglo et al., 2003a, 2003b et 2005; Li et al., 2002a; Haut Donahue et al., 2003) ou bien le joint fémoro-patellaire (Heegaard et al., 1995; Hefzy et Yang, 1993; Huiskes et al., 1985). Jusqu'à date, notre modèle est le premier dans la littérature à avoir incorporer les deux joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire et avoir étudié la réponse du genou en flexion sous le chargement des muscles. Au début de ce travail, notre premier but était de développer le modèle de Moglo (2002) à l'aide d'un logiciel commercial, à savoir ABAQUS 6.3 au lieu de continuer le travail sur le logiciel maison BIOMECH (Shirazi-Adl, 1995). Ainsi, cette étape a été réalisée avec succès. Afin de valider notre modélisation et tester l'aptitude de ABAQUS 6.3 à résoudre ce problème, deux études ont été effectuées. Il s'agit de l'étude de la flexion du genou humain en mode passif et de celle du genou en flexion en mode passif en tiroir. Ces deux études correspondent respectivement aux études effectuées par Moglo et Shirazi-Adl (2003a et 2005). Une comparaison entre les

résultats valident très bien nos résultats et montrent qu'ABAQUS 6.3 est apte à résoudre ce type de problème non linéaire assez complexe.

Le mouvement tridimensionnel des articulations du genou est caractérisé par trois translations et trois rotations. Ces mouvements sont définis par rapport aux axes anatomiques du genou. Les nœuds primaires définissent les translations et les rotations des corps rigides. Le choix de la localisation de ces nœuds peut influencer les résultats des translations et non ceux des rotations. Une considération particulière devrait être alors prise en compte lors de la comparaison de ces translations avec ceux de la littérature. Le choix des conditions aux rives dans notre modèle a induit à la présence de plusieurs rotations finies au niveau d'un même corps, soit au niveau du tibia ou bien au niveau de la rotule. Pour une bonne interprétation biomécanique et clinique, ces rotations devraient être exprimées dans un système de coordonnées convectif local attaché à chacun de ces corps rigides et non pas à un repère global fixe. Ceci a nécessité alors une transformation des rotations obtenues par ABAQUS vers un système de coordonnées convective attaché à chacun des corps rigides (Grood et Suntay, 1983). Dans le cas où le fémur est fixe alors que le tibia est libre de mouvoir, la définition de Grood et Suntay (1983) des angles de rotation coïncide avec la définition des angles d'Euler. Dans cette étude, une définition des séquences de rotation des axes a été effectuée. Elle consiste à choisir l'axe x comme premier axe de rotation (Voir annexe A.1). Le deuxième axe de rotation est l'axe y_1 correspondant à l'axe y qui a déjà subi une rotation de θ_1 autour de x et enfin le troisième axe de rotation est l'axe z_2 correspondant à l'axe z qui a déjà subi deux rotations consécutives θ_1 et θ_2 par rapport aux axes x et y_1 respectivement (Annexe A.1). La séquence choisie des axes de rotation du tibia correspond alors aux rotations extension-flexion, varus-valgus et interne-externe. Dans le cas de la rotule, la séquence choisie des angles de rotation dans notre étude correspond aux rotations extension-flexion, rotation médial-latéral ainsi que le tilt médial-latéral. À titre d'indication, la permutation des deux derniers axes ne présente pas une influence significative sur les résultats obtenus. Dans

le cas d'ABAQUS, les rotations sont fournies par rapport à un repère global fixe attaché à chacun des corps rigides. En suivant les transformations mathématiques présentées dans l'annexe A.1, les angles fournis par ABAQUS seront convertis en angles d'Euler.

Dans ce travail, une étude de convergence a été effectuée afin de justifier le choix du maillage dans notre modèle. Pour réaliser cette étude, trois niveaux de maillage ont été utilisés. Les détails concernant les différents raffinements du maillage sont présentés dans le Tableau A.1. L'analyse considérée est celle de la flexion du genou sous le chargement du quadriceps de 137N. Les résultats montrent que les prédictions associées aux analyses de ces trois niveaux de maillage présentent des différences négligeables. Le tableau A.2 présente certains de ces résultats pour les angles de flexion allant jusqu'à 60° de flexion. Ces résultats nous ont guidé à choisir le premier niveau de maillage pour la suite des analyses vu que la différence entre les résultats sont considérés négligeables. Ce choix nous permettra d'obtenir des résultats qui sont pratiquement semblables avec un meilleur temps de résolution. À titre d'indication, la résolution d'un tel problème peut prendre des heures de résolution et parfois des journées.

Les exercices associés aux activités musculaires du genou peuvent être effectués en chaîne ouverte (Open Kinetic Chain exercise) ou bien en chaîne fermée (Close Kinetic Chain exercise). Le travail musculaire en chaîne ouverte se définit par la réalisation d'un exercice pied considéré libre (ie, le pied se déplace par rapport au genou). Par contre, pour un travail musculaire en chaîne fermée, le pied repose sur un point fixe (ie, le genou se déplace par rapport au pied). Plusieurs études ont été effectuées afin de reconnaître l'effet de chacune de ces deux conditions sur la réponse ligamentaire ainsi que sur la cinématique du genou humain (Lutz et al., 1993; Beynnon et al., 1997; Fleming et al., 2005; Ross et al., 2001; Beutler et al., 2002). Les analyses qui ont été menées dans notre étude considèrent que le travail musculaire s'effectue en

chaîne ouverte, ce qui nous a amené à négliger le poids du corps humain dans nos analyses. Les charges musculaires ont été choisies constantes durant la flexion du genou induisant ainsi un moment tibial variable lors de la flexion du genou. La première amplitude du quadriceps choisie de 3N simule pratiquement le cas passif. Afin d'étudier l'influence de l'amplitude des forces du quadriceps, deux forces ont été attribuées aux muscles, à savoir 137N et 411N. Cette dernière charge du quadriceps correspond en fait approximativement à la moitié du poids du corps humain (Li et al., 2004a). Le choix de l'amplitude relative de la force du hamstrings a été basé sur les travaux de Kwak et al. (2000) ainsi que de Li et al., (2004a) où la charge du hamstrings correspond à la moitié de celle du quadriceps.

7.2 Étapes d'analyses non linéaires : Les analyses qui ont été menées durant ce travail se divisent en deux grands volets. Le premier consiste à étudier le genou sous le chargement des muscles en flexion de 0° jusqu'à 90° en utilisant la méthode du déplacement contrôlé alors que le deuxième volet consiste à étudier la réponse du genou à 0° et à 90° sous l'effet d'une force perpendiculaire au tibia dans le plan sagittal. Cette dernière servira à contrebalancer le moment tibial, nécessaire à maintenir le genou dans les deux angles de flexion indiquée ci haut, quand il est sous les différentes configurations de chargement des muscles.

Dans le cas du premier volet, le fémur est fixe. Par contre tous les degrés de liberté du tibia sont libres à l'exception de la flexion qui subit un déplacement contrôlé. Dans le cas du deuxième volet déjà défini, et au moment de l'application de la force restreinte, le fémur est toujours maintenu fixe par contre le tibia est maintenu libre de mouvoir à l'exception des deux rotations extension-flexion et interne-externe. Cette dernière est bloqué afin d'éviter les moment interne-externe que peuvent subir le tibia à cause de cette force.

La première étape de chaque analyse consiste à établir l'équilibre du système sous le chargement des muscles et les précontraintes des ligaments dans la position de l'extension complète. Une fois cet équilibre est établi, sous la charge des forces musculaires constantes, la deuxième étape consiste à fléchir le genou de 0° jusqu'à 90° en appliquant une rotation contrôlée au nœud primaire du tibia. Lors de notre étude sur l'influence des conditions aux rives sur la réponse du joint, la rotation contrôlée est appliquée au fémur au lieu du tibia. Dans le cas du deuxième volet, la force restreinte est appliquée au tibia à 0° ou à 90° de flexion. L'équilibre des forces appliquées, des forces ligamentaires et des forces de contact, a été vérifié pour chaque étape de l'analyse.

7.3 Comparaison, validation et implication : Dans le cadre de l'analyse et la discussion des résultats obtenus, certains paramètres devraient être prises en compte. En effet, l'évaluation du modèle ainsi que la comparaison des résultats avec d'autres études dépendent de la variation de la géométrie des spécimens du genou et de la différence des propriétés des matériaux. Elles dépendent aussi des conditions aux limites, des méthodes expérimentales employées tel que par exemple la présence ou non d'une force restreinte et du choix du système de coordonnées. La localisation des nœuds primaires, l'amplitude et la configuration de chargement des muscles ainsi que l'étape de référence à partir de laquelle les résultats ont été fournis sont aussi parmi les paramètres à prendre en considération lors de la comparaison des résultats. L'analyse, la comparaison et la discussion des résultats sont présentées sur plusieurs parties concernant la cinématique du joint, les forces ligamentaires ainsi que le mécanisme de transfert de charge.

7.3.1 Cinématique du genou : Afin d'analyser la cinématique du genou, une distinction a été prise en considération entre la cinématique du joint fémoro-patellaire, représentée par la cinématique de la rotule, et celle du joint fémoro-tibial.

7.3.1.1 Cinématique de la rotule : En flexion, la rotule subie les translations latérale, postérieure ainsi que distale suite à l'application d'une force de quadriceps (Fig. A.2.1). Sous ce même type de chargement, la rotule fléchit, subie une rotation médiale et un tilt latéral (Fig. A.2.2). Ces résultats concordent bien avec les travaux de Ahmad et al. (1998), Ahmed et al. (1999), Hsu et al. (1996), Kampen and Huijskes (1990), Nagamine et al. (1995) et de Reider et al. (1981). Par contre, certains autres rapportent qu'en flexion la rotule subit une translation médiale (Kwak et al., 2000, Reider et al., 1981), une rotation latérale (Heegard et al., 1995; Kwak et al., 2000; Mizuno et al., 2001; Reider et al., 1981) et un tilt médial (Mizuno et al., 2001). La configuration ainsi que l'amplitude relative de chaque composant des muscles du quadriceps pourraient être parmi les causes de ces contradictions des résultats dans la littérature. Certaines études ont essayé d'expliquer ces différences par la variation de la topographie du joint fémoro-patellaire (Ahmed et al., 1999; Mizuno et al., 2001), par la différence de l'amplitude du chargement du mécanisme extenseur et par le choix ainsi que la précision de l'implémentation du système de coordonnées utilisé pour les mesures (Ahmed et al., 1999). Nos résultats montrent que la variation de l'amplitude de la force du quadriceps ne pourra pas varier la tendance générale de la cinématique de la rotule quand le genou est en flexion infirmant par conséquent ce qui a été rapporté par Ahmed et al. (1999) concernant l'influence de l'amplitude du chargement. Toutefois, la variation de cette amplitude pourrait influencer certains résultats quantitativement. Par exemple quand le genou est en extension complète, une augmentation de la charge du quadriceps tend à déplacer la rotule latéralement et du côté proximal. En effet un déplacement de 4 mm du côté latéral et de 3.8 mm du côté proximal ont été obtenus suite à l'augmentation de la charge du quadriceps de 3N à 411N. Il est à noter que cette influence diminue quand le genou fléchit et aussitôt que la force du quadriceps atteint une certaine amplitude. En effet, l'impact d'une variation de la force du quadriceps de 3N à 137N est plus important qu'une variation de 137N à 411N sur l'aspect quantitative de la cinématique de la rotule.

L'activation du hamstrings, de 205.5N, avec le quadriceps, de 411N, ne présente pas une influence considérable sur la cinématique générale de la rotule (Fig. A.2.22 et A.2.23). Il est à noter que quelques variations quantitatives sont bien présentes. Nos résultats sur cet aspect sont en accord avec ceux de l'étude de Kwak et al. (2000), la seule à avoir étudié l'influence de la co-activation du hamstrings sur la cinématique de la rotule. Dans cette dernière étude (Kwak et al., 2000), une interdépendance entre la cinématique du tibia et de celle de la rotule a été évoquée expliquant les variations quantitatives de la cinématique de la rotule suite à la co-activation du hamstrings. Par cette même relation, on pourra aussi expliquer les faibles variations quantitatives de la cinématique de la rotule quand les déformations initiales des ligaments croisés sont altérées sous un chargement de 411N du quadriceps (Fig. A.2.13 et A.2.14). L'étude de Hsieh et al. (1998) a montré que l'absence du ligament LCA présente un effet négligeable sur la cinématique de la rotule sauf pour le déplacement latéral et le tilt. Dans cette dernière étude, la flexion du genou a été appliquée au fémur.

Dans le cadre de notre travail, l'influence de l'altération des conditions aux rives sur le système a été étudiée sous le chargement de 137N du quadriceps. Les résultats montrent que les translations et la flexion de la rotule ont été largement affectées (Fig. A.2.6). Par contre, aucune influence n'a été remarquée sur le tilt latéral et la rotation médiale.

7.3.1.2 Cinématique du joint fémoro-tibial : En flexion, sous le chargement du quadriceps, le tibia se déplace selon les directions médiale, postérieure et proximale et subit les rotations interne et varus (Fig. A.2.3 et Fig. A.2.4). Ces résultats sont bien en accord avec ceux de Kwak et al. (2000). En extension complète, une augmentation de la force du quadriceps tend à déplacer le tibia antérieurement et le faire tourner du côté externe. Cette rotation axiale évolue au côté interne quand le genou est en flexion. Des mesures effectuées par certains travaux ont montré que la translation antérieure et la

rotation interne du tibia augmentent jusqu'à 30° de flexion quand le genou est sous le chargement d'un seul composant équivalent du quadriceps (Höher et al., 1999; Hsieh and Draganich, 1997; Li et al., 1999, 2002b et 2004b). En effet, ce comportement du joint est relié directement à l'orientation du tendon rotulien qui tend à exercer une force antérieure au tibia quand le genou est proche de la position de l'extension complète (Hsieh et Draganich, 1998). Dans le cas combiné (i.e., activation des muscles du quadriceps et du hamstrings) et à 0° de flexion, l'activation du hamstrings exerce sur le tibia une force postérieure de 34N atténuant la force antérieure de 116N exercée par le quadriceps via le tendon rotulien. Ceci engendre alors une réduction de la translation antérieure du tibia, ce qui corrobore avec les résultats des études menées par (Kwak et al., 2000; Höher et al., 1999; Li et al., 1999 et 2004b; Liu et Maitland, 2000).

En extension complète, l'activation du hamstrings réduit aussi la translation latérale du tibia (Fig. A.2.25) ainsi que sa rotation externe (Fig. A.2.26). Par contre à 90° de flexion, la présence du hamstrings réduit la rotation interne (Fig. A.2.26) et augmente la translation proximale du tibia (Fig. A.2.24). L'influence de la présence du hamstrings sur la rotation axiale du tibia ainsi que sur la translation proximale-distale est en accord général avec les mesures de Kwak et al. (2000). Certains travaux comme ceux de Li et al. (1999) et Höher et al. (1999) observent une diminution de la rotation interne suite à l'activation du hamstrings. En effet, tous ces résultats dépendent étroitement de la charge appliquée pour chaque muscle ainsi que les orientations et les amplitudes relatives de chacun des composants des différents muscles pris en considération.

En comparaison avec le cas du chargement combiné, l'activation individuelle du hamstrings entraîne une réduction de la rotation externe, une réduction de la rotation varus du tibia et une augmentation importante de la translation postérieure quand le genou est à 0° de flexion (Fig. A.2.24 et Fig. A.2.26). Il est évident qu'on observe une augmentation de cette translation postérieure vu que la force antérieure

exercée par le tendon est rendue nulle avec l'absence de la force du quadriceps. Sous la charge du hamstrings seule, la rotation axiale évolue dans le sens interne quand le genou fléchit de 0° jusqu'à 10° et dans le sens externe de 10° jusqu'à 90° de flexion, montrant un changement d'allure de la rotation axiale du tibia. Une influence directe pourra être alors établie entre l'activation des muscles et la cinématique du joint incluant sa rotation automatique (« screw home mechanism »).

Bien que le hamstrings favorise la translation postérieure du tibia, le même effet pourra être aussi produit par la tension du ligament LCA sous la charge de 411N du quadriceps et à 0° de flexion et aussi lors du remplacement du ligament LCA par la structure du tendon rotulien (Fig. A.2.15). Ceci montre que le ligament LCA et le muscle du hamstrings agissent tous les deux pour réduire la translation antérieure du tibia. Par contre, une diminution de la déformation initiale de LCA entraîne une migration du tibia vers la direction antérieure. L'étude menée par Hsieh et al. (1998) rapporte qu'une excision du ligament LCA engendre un déplacement antérieur du tibia ainsi qu'une rotation valgus, ce qui concorde bien avec nos résultats quand le ligament LCA est relâché. Une autre analogie pourra être aussi établi entre le muscle du hamstrings et la tension du ligament LCA où tout les deux agissent à augmenter la translation proximale du tibia quand la flexion du genou est assez grande. Nos résultats montrent aussi que la rotation axiale du tibia est aussi influencée par la variation des déformations initiales des ligaments croisés (Fig. A.2.16), principalement par le LCA, joignant ainsi les résultats des études de Suggs et al. (2003) et de Shoemaker et al. (1993).

Dans le cas d'une flexion passive du genou, Moglo et Shirazi-Adl (2005) ont montré l'influence de l'excision du ligament LCA sur la rotation automatique du joint. Ce mécanisme a été aussi influencé par les conditions aux rives considérées. En effet, quand la flexion du genou est appliquée au fémur sous la charge de 137N du quadriceps, la rotation interne du tibia a été altérée à partir de 30° de flexion. Cette

dernière est réduit de 3.7° et celle du varus a eu une augmentation de 2.1° à 90° (Fig. A.2.7).

7.3.2 Forces ligamentaires : L'étude de la cinématique du joint fémoro-tibial a montré que la force du quadriceps engendre une translation antérieure du tibia quand le genou est en extension complète, ce qui génère en effet une augmentation de la force du ligament LCA qui décroît avec la flexion du genou (Fig. 4.5). Par contre, la force du quadriceps diminue la force dans le ligament LCP en retardant son activation à des angles de flexion plus grands (Fig. 4.5). Ces résultats corroborent généralement avec ceux de la littérature (Beynnon et Fleming, 1998; Draganich et Vahey, 1990; Goss et al., 1998; Hsieh et Draganich, 1997 et 1998; Pandy et Shelburne, 1997; Li et al., 1998, 1999, et 2004a; Markolf et al., 2004). L'activation du hamstrings, contrairement à celle du quadriceps, atténue la force dans le ligament LCA (Fig. 6.3). Ce phénomène, en accord avec les mesures expérimentales (Markolf et al., 2004; Draganich and Vahey, 1990; More et al., 1993; Li et al., 1999), est une conséquence de l'effet inverse de chacun de ces muscles sur la translation antéro-postérieure du tibia. En extension complète, le chargement du quadriceps de 137 et de 411N a engendré les forces respectives de $\sim 85\text{N}$ et de $\sim 209\text{N}$ dans le ligament LCA. Pour la même position du genou, les études de Markolf et al. (2004) et Li et al. (1999 et 2004a) ont mesuré les valeurs moyennes de la force dans le ligament LCA atteignant respectivement $\sim 60 \pm 20\text{N}$ (ie, Markolf et al., 2004), $\sim 30 \pm 10\text{N}$ (ie, Li et al., 1999) et $\sim 65 \pm 30\text{N}$ (ie, Li et al., 2004a) pour les forces respectives du quadriceps de 100N, 200N et 400N. Notre étude sur l'effet de la force restreinte sur la réponse ligamentaire, une situation plus proche aux études expérimentales, a montré que pour un bras de levier de 30cm et de 20cm et sous la charge de 411N du quadriceps, la force dans le ligament LCA diminue de 209N à $\sim 140\text{N}$ et à $\sim 112\text{N}$ respectivement; lors d'un chargement combiné des muscles, cette force dans le ligament LCA diminue de $\sim 143\text{N}$ à $\sim 108\text{N}$ et $\sim 90\text{N}$ (Fig. 6.3). En accord avec nos résultats, il a été rapporté que la force dans le ligament LCA varie substantiellement avec le changement du bras de levier où la force restreinte a été

appliquée (Jurist et Otis, 1985 ; Pandy et Shelburne, 1997). Il est clair que cet effet est plus prononcé pour des forces restreintes plus élevées associées à des bras de levier plus petits et à un moment tibial plus élevé. Compte tenu de tous ces paramètres, influant significativement sur la réponse ligamentaire du LCA, une grande partie de la question de la disparité entre les résultats quantitatifs fournis par la littérature pourra être alors expliquée, mettant en lumière le grand impact de la méthode expérimentale employée pour réaliser les mesures. Dans ce même contexte, notre étude a indiqué que dans le cas de chargement du hamstrings seul en extension complète, l'introduction d'une force restreinte augmente la force dans le ligament LCA contrairement aux autres cas de chargement, à savoir le quadriceps seul et combiné. Cette influence inverse est due au changement de la direction de la force restreinte dans la direction antérieure suite au changement d'orientation du moment tibial.

Contrairement au croisé antérieur, la force dans le ligament croisé postérieur augmente considérablement avec le chargement du hamstrings seul en flexion atteignant son maximum à 90° de flexion du genou (Fig. 6.4). L'addition de la force du quadriceps retarde l'activation du ligament LCP à un angle >40° causant ensuite une diminution de son amplitude. En l'absence du hamstrings, la force du quadriceps retarde encore plus le rôle mécanique du ligament LCP qui ne commence qu'à partir de 80° pour atteindre une faible valeur de force de 6N à 90° de flexion. L'impact des muscles sur la réponse du ligament LCP est en accord avec les résultats des travaux de Markolf et al. (2004), Höher et al. (1999) et Li et al., (2004a). L'effet du hamstrings sur le ligament LCP pourra être expliqué en grande partie par le changement d'orientation de la ligne de son action durant la flexion du genou par rapport au tibia. Quand le genou est en extension complète, la composante la plus élevée de la force du hamstrings est parallèle au tibia qui lui devient perpendiculaire quand le genou est à 90° de flexion. En extension complète, et malgré la présence d'une composante postérieure du hamstrings de 34N, le ligament LCP ne présente aucune résistance à cette force. Ceci est dû surtout aux déformations initiales du ligament LCP agissant

pour son relâchement. Markolf et al. (2004) suggèrent que d'autres structures, structures psotéro-latérales, ou bien le contact articulaire sont potentiellement responsables à la résistance de la force postérieure de 100N à des faibles angles de flexion, tout en excluant le ligament LCP. L'étude de l'influence de la présence d'une force restreinte à 90° de flexion a indiqué que la force dans le ligament LCP diminue s'il s'agit du chargement du hamstrings seul ou bien combiné et augmente quand il s'agit de l'activation du quadriceps seul. Cette force restreinte est maximale à 90°, dans la direction distale, quand il s'agit du cas de chargement individuel du hamstrings et quand le bras de levier est à 20cm, produisant ainsi une diminution de 20% de la force dans le ligament LCP. En effet, pour les conditions précédentes, la force restreinte maximale a atteint la valeur de ~45N faisant diminuer la force dans le ligament LCP de ~292N à ~235N.

Cliniquement, nos résultats, concernant l'effet des muscles sur les ligaments croisés, suggèrent d'éviter le chargement du quadriceps dans la période post-opératoire de la reconstruction du LCA pour les faibles angles de flexion du genou. Par contre, la co-activation du hamstrings diminue cette force dans le LCA pour les angles qui sont proches de l'extension complète du genou alors elle augmente celle qui est dans le LCP pour les grands angles de flexion. En effet, le hamstrings joue un rôle très important dans la stabilisation et la protection du genou lors de la blessure du LCA ou bien lors de l'implantation de son greffon en réduisant la translation antérieure du tibia. D'autre part, le risque pour le LCP ou son greffon augmente sous l'activation ou la co-activation du hamstrings pour des angles de flexion assez grands.

Les forces dans les ligaments croisés sont en majorité la conséquence du déplacement antéro-postérieur du tibia provoqué par l'application des forces des muscles, de la rigidité de ces structures ligamentaires et des tensions internes dans les ligaments croisés eux-mêmes. Ces tensions internes dépendent en grande partie des déformations initiales des ligaments croisés. Sous le chargement de 411N du

quadriceps, nos résultats montrent que les changements de déformation initiale des ligaments croisés agissent sur le déplacement antéro-postérieur du tibia qui par lui-même agit sur l'amplitude de la composante postérieure de la force du tendon rotulien. En extension complète, il a été montré qu'une augmentation de la déformation initiale du ligament LCA, c'est-à-dire le rendre plus tendu résulte un déplacement postérieur du tibia affectant en conséquent l'orientation du tendon rotulien et augmentant par la suite sa force antérieure. Notre étude montre que cette dernière passe de 90N à 131N et la composante postérieure de la force dans LCA passe de 25N à 200N quand la déformation initiale du LCA passe de -10% à +6% à 0° de flexion. Ceci montre une interdépendance entre la résultante de ces deux forces et le déplacement antéro-postérieur du tibia. Avec cette même analogie, nous pouvant aussi expliquer l'augmentation de la force dans le LCA lors de l'implantation de son greffon provenant de tendon rotulien.

Lors de la flexion du genou, nos résultats montrent que la force dans l'un des ligaments croisés dépend de celle qui est dans le deuxième croisé. En effet, la contribution mécanique de l'un dépend étroitement de l'activation de l'autre et vice versa. Cette interaction est évidente dans notre étude paramétrique sur la variation des déformations initiales des ligaments croisés sous le chargement individuel du quadriceps et de manière moins prononcée sous le chargement individuel du hamstrings. Cliniquement, ceci implique que l'altération de la pré-tension d'un ligament croisé lors de sa reconstruction influencera non seulement sa réponse mais aussi celle du deuxième ligament sain. L'étude menée par Moglo et Shirazi-Adl (2005) ainsi que celle de Shirazi-Adl et Moglo, (2005) a abouti à la même conclusion lors de la flexion passive du joint fémoro-tibial en mettant la lumière, pour la première fois dans la littérature, sur un phénomène de couplage entre les deux ligaments croisés, phénomène qu'on confirme même sous le chargement des muscles. Ce couplage est alors une propriété intrinsèque du genou humain et qui ne dépend pas du chargement extérieur appliqué au genou pour qu'il puisse se manifester. De telles interactions

devraient être prise en considération lors de la reconstruction d'un ligament croisé blessé ou déchiré dans le but de reproduire un genou avec une réponse ligamentaire et cinématique proche de son état intact. En effet, une diminution des déformations initiales des greffons du LCA et de celui du LCP est suggéré quand ces deux derniers proviennent du tendon rotulien afin d'avoir une réponse ligamentaire, essentiellement des ligaments croisés, semblable au genou sain.

Concernant la force dans le ligament LLI, elle demeure faible durant la flexion du genou n'excédant pas les 30N suite aux différentes charges appliquées par le quadriceps (Fig. A.2.5). Mais toutefois, cette force est plus grande quand la charge du quadriceps est plus importante à partir de 10° de flexion. Ces constatations sont en désaccord avec les résultats de White et Raphael (1972) ainsi que de Harfe et al. (1998) où une diminution de la déformation du ligament LLI a été mesurée lors de l'activation du quadriceps. Certains auteurs ont évoqué la relation entre les rotations tibiales, à savoir la rotation varus-valgus et la rotation axiale, et la force dans le ligament LLI. En effet, plusieurs études ont confirmé que le rôle principal du LLI est de s'opposer à la rotation valgus (Warren et al., 1974; Kennedy et al., 1977; Arms et al., 1983; Markolf et al., 1976; Seering et al., 1980; Grood et al., 1981; Hull et al., 1995) et de résister aussi à la rotation externe du tibia (Warren et al., 1974; Kennedy et al., 1977; Hull et al., 1995; Hsieh et Walker, 1976; Harfe et al., 1998). Selon ces considérations, on peut déduire que l'augmentation de la force dans le ligament LLI est majoritairement due à la diminution de la rotation interne quand la force du quadriceps augmente. En effet, l'analyse de la cinématique du joint a montré que la rotation interne diminue considérablement avec l'augmentation de la charge du quadriceps durant toute la flexion et que la rotation varus varie de manière non significative, ce qui rend l'influence de cette dernière négligeable. Harfe et al. (1998) ont observé plutôt une augmentation de la rotation interne lors du chargement du quadriceps, ce qui entraîne une réduction de la déformation dans le ligament LLI. Dans cette étude, le quadriceps est simulé juste par la force du rectus femoris contrairement à notre modèle. Il est à

noter que d'autres travaux ont mentionné que le ligament LLI résiste plutôt à la rotation interne (Markolf et al., 1976; France et al., 1983) ou aux deux rotations interne et externe (Seering et al., 1980; Ahmed et al., 1987). D'autres études ont évoqué que ni la rotation interne ou externe peut influencer la longueur du ligament LLI (Wang et al., 1973; de Lange et al., 1983).

Lors de la co-activation du hamstrings, la force dans le ligament LLI diminue durant toute la plage de flexion (Fig. A.2.30). Le même phénomène est observé quand il s'agit de chargement individuel du hamstrings. En extension complète, la rotation interne diminue et la rotation valgus augmente, en passant du chargement individuel du hamstrings au chargement combiné, résultant un effet inverse sur la force dans le ligament LLI. Ceci peut expliquer le fait que la force dans le ligament LLI est similaire pour ces deux derniers cas de chargement en extension complète. Pour la même position de flexion, et en passant du chargement combiné au chargement individuel du quadriceps, la rotation externe augmente et la rotation varus demeure pratiquement inchangée. Suite à l'augmentation de la rotation externe, la force dans le ligament LLI est augmentée de ~12N en extension complète. Cette interprétation demeure valable pour des angles de flexion assez faibles mettant en lumière les controverses observées dans la littérature citées précédemment pour des angles de flexion plus grand et indiquant aussi que la variation de la force dans le ligament LLI ne pourra pas juste être la conséquence des effets des rotations tibiales. En effet, les translations pourront jouer un effet bien important dans la réponse ligamentaire du LLI. Selon notre étude sur la variation des déformations initiales des ligaments croisés, un lien peut être observée entre la déformation initiale dans le ligament LCA et la force dans le ligament LLI pour les faibles angles de flexion sous le chargement du quadriceps. Pour des angles de flexion allant jusqu'à 40° de flexion, l'augmentation de la déformation initiale du LCA diminue la force dans le LLI et vice versa (Fig. A.2.17).

Sous le chargement du quadriceps, la force dans le collatéral externe (LLE) croît à partir de 10° de flexion atteignant un maximum ne dépassant pas les 40N à 90° de flexion (Fig. A.2.5). La variation de la force dans le ligament LLE est peu affectée par l'augmentation de la charge du quadriceps par contre elle augmente significativement avec l'activation du hamstrings pour des angles de flexion supérieures à 30° de flexion (Fig. A.2.29), ce qui est en bon accord avec les résultats de Harfe et al. (1998). L'augmentation de la déformation initiale du ligament LCA sous chargement du quadriceps augmente la force dans le LLE et vice versa (Fig. 5.5). Par contre l'augmentation de celle du LCP diminue la force dans le LLE pour les grands angles de flexion. Contrairement au collatéral interne, le collatéral externe a pour rôle de s'opposer à la rotation varus du tibia (Seering et al., 1980; Grood et al., 1981; Arms et al., 1984). Par contre, aucune relation n'a pu être établie entre la rotation axiale tibiale et la force dans le ligament LLE (Harfe et al., 1998).

7.3.3 Mécanisme de Transfert de Charges : La force dans le tendon rotulien est totalement une conséquence du chargement du quadriceps (Fig. 4.6). Ni le hamstrings et ni la variation de la pré-tension des ligaments croisés n'influent significativement sur la force dans le tendon rotulien (Fig. A.2.18). En extension complète, cette force est presque égale à celle de la force du quadriceps (F_Q) et qui décroît avec la flexion pour atteindre ~30% de F_Q à 90° de flexion du genou. Cette variation confirme que la charge du quadriceps est absorbée durant la flexion par le contact articulaire mettant en erreur la théorie qui considère que le joint fémoro-patellaire agisse comme une poulie. Ces observations sont bien en accord avec celles des études de Ahmed et al., (1987), Buff et al., (1988) et Heegaard et al., (1995). En représentant la force du quadriceps par un seul vecteur de charge, il a été rapporté que le rapport entre la force du tendon rotulien (F_P) et celle du quadriceps F_Q (F_P/F_Q) vari entre ~1.2 à 30° et 0.5 à 90° de flexion (Ahmed et al., 1987) et entre 1.16 à 10° et 0.64 à 70° de flexion (Buff et al., 1988). Dans la période post-opératoire, lors d'une ostéotomie tibiale, le chargement du quadriceps pour des angles de flexion proche de l'extension complète pourrait avoir

des conséquences négatives sur la consolidation de l'os. En effet, dans ces conditions un risque de perturbation de la consolidation ou bien de l'arrachement du tubercle tibial est très probable (Mendes et al., 1998, Whiteside, 1995). La réhabilitation du genou envisage alors d'éviter le chargement du quadriceps et dans le cas échéant d'éviter son chargement pour des angles de flexion proche de l'extension.

Concernant le contact articulaire, la force de contact fémoro-patellaire augmente avec la flexion du genou sous le chargement du quadriceps (Fig. 4.7). Cette prédiction est en accord avec les études de Ahmed et al. (1987) et de Singerman et al. (1995). Notre étude renseigne aussi que la co-activation du hamstrings augmente légèrement la force de contact fémoro-patellaire pour les grands angles de flexion atteignant une élévation maximale de 34N à 40° de flexion (Fig. 6.5A). L'augmentation de la pré-tension du LCA augmentera cette force de contact par contre sa diminution l'amoindrit (Fig. 5.6). Ceci peut être expliqué en extension complète par le déplacement tibial qui agit sur la rotule à travers le tendon rotulien. En effet, quand le ligament LCA est plus tendu par exemple, le tibia subit une translation postérieure. Ceci tend à pousser la rotule via le tendon rotulien contre le fémur. Dans l'étude de Hsieh et al. (2002), il a été rapporté que la force de contact fémoro-patellaire diminue lors de l'excision du ligament LCA, une tendance qui concorde bien avec nos résultats quand le croisé antérieur est relâché. Une augmentation de la déformation initiale du ligament LCP diminue légèrement la force de contact fémoro-patellaire pour de grands angles de flexion. Ceci montre l'influence de l'altération des déformations initiales des ligaments croisés non seulement sur le joint fémoro-tibial mais aussi sur le joint fémoro-patellaire, mettant en lumière une certaine interdépendance entre la force dans les ligaments croisés et celle du contact fémoro-patellaire.

Contrairement à la force de contact fémoro-patellaire, celle du fémoro-tibiale décroît avec la flexion du genou et augmente avec le chargement du quadriceps à l'exception du cas où cette dernière est faible ($F_Q=3N$) (Fig. 4.8). Ce dernier cas nous

renseigne pratiquement sur la force de contact fémoro-tibiale due essentiellement aux forces internes du système constituées par les forces dans les ligaments. Lors du chargement du quadriceps, la force dans le tendon rotulien est un autre paramètre qui contribue à l'augmentation de la force de contact fémoro-tibiale. En effet, dans ce cas de chargement, la force dans le tendon rotulien ainsi que celle dans le ligament croisé LCA augmentent contribuant toutes les deux à l'augmentation de la force de contact. La variation de la force du tendon rotulien en flexion se fait ressentir sur la force de contact. En général, cette dernière est un produit des efforts musculaires qui sont appliqués au genou ainsi que les forces dans les ligaments fémoro-tibiaux. Lors de l'addition du chargement du hamstrings, la force de contact dans le joint augmente considérablement et cette augmentation est plus importante à grands angles de flexion. Ceci, mis à part de la force du hamstrings, est une conséquence de la réponse ligamentaire du genou suite à la co-activation de ce dernier muscle, faisant allusion dans le cas du chargement combiné à l'augmentation de la force dans les ligaments de LCP et de LLE. Par le même principe, nous pouvons aussi conclure que lors du chargement du hamstrings seul, le facteur dominant contrôlant la croissance de la force de contact avec la flexion est la croissance de la force dans le ligament LCP et de celle du LLE.

Quant aux changements des déformations initiales des ligaments croisés et leurs remplacement par des greffon provenant du tendon rotulien, une augmentation de la force de contact fémoro-tibiale est prédite quand les ligaments LCA et LCP sont plus tendu et plus raides à faibles et à grands angles de flexion respectivement (Fig. 5.7). Ceci est une conséquence de l'accroissement des forces dans les ligaments croisés essentiellement pour les respectifs angles de flexion. En effet, quelque soit le chargement des muscles, la force de contact fémoro-tibiale est affectée directement et principalement par la force dans les ligaments croisés. L'étude de Liu et Maitland (2000), en se basant sur un modèle en 2D, montre que la force de contact fémoro-tibiale est affaiblie par la déficience du ligament LCA à partir de 10° de flexion. Une

telle tendance est en concordance avec nos résultats dans le cas du relâchement du ligament LCA. À titre d'indication, le compartiment latéral du genou est celui qui supporte le plus la force de contact fémoro-tibiale exceptant le cas de chargement du hamstrings seul pour des angles de flexion inférieur à 8° . En effet, dans ce cas, le compartiment médial est celui qui prend plus en charge cette force de contact.

L'aire de contact dans le joint fémoro-patellaire pour les différents angles de flexion est plus faible que celui dans le joint fémoro-tibial. Une contrainte plus élevée dans la surface de ce joint pourra être alors anticipée. En effet, n'importe quel désordre dans le système de transmission de la force de contact, associé à une délocalisation récurrente de la rotule, peut conduire à promouvoir l'augmentation de la contrainte locale favorisant ainsi des anomalies dans le joint. Pour ces raisons, une grande corrélation est généralement admise entre la distribution anormale de la contrainte et la dégénération du cartilage dans le joint (Ahmed et al., 1983). Dans cette perspective, un grand nombre d'études biomécaniques in-vitro se sont concentrées à déterminer la contrainte de contact dans le joint fémoro-patellaire. La majorité de ces études ont visées la détermination de la contrainte moyenne dans le joint en mesurant l'aire de contact dans le joint en conjonction avec les résultats de l'analyse des forces de contact dans le joint. Dans le cas de notre étude, le chargement du quadriceps augmente considérablement l'aire de contact dans le joint fémoro-patellaire (Fig. 4.9). Quand la force du quadriceps passe de 3N à 411N, l'aire de contact augmente de 27 mm^2 à 103 mm^2 en extension complète, de 92 mm^2 à 320 mm^2 à 30° et de 65 mm^2 à 356 mm^2 à 90° . Une croissance substantielle de l'aire de contact dans le joint fémoro-patellaire a été mesurée par Ahmed et al., (1983) quand le genou fléchit atteignant les valeurs de 400 à 460 mm^2 à 90° de flexion quand le quadriceps est chargé de 734 et 1468 N respectivement. Hsieh et al. (2002) ont observé aussi une augmentation de l'aire de contact passant de 138 mm^2 à 328 mm^2 entre 30° et 90° pour un chargement variable du quadriceps équivalent au balancement d'un moment externe de 35.1 N-m à 30° et 33.9 N-m à 90° . Certaines controverses ont été retrouvées dans la littérature quand il

s'agit de grands angles de flexion du genou où l'aire de contact est soit constant (Ahmed et al., 1983; Hefzy et al., 1992; Hille et al., 1985), soit décroissant (Mathews et al., 1977; D'agata et al., 1995) ou bien croissant (Hsieh et al., 2002) dans cette plage de flexion. Ces controverses peuvent être le résultat de plusieurs paramètres tels que les techniques de mesures employées, le nombre de spécimens utilisés ainsi que le chargement du quadriceps considéré. Lors de la co-activation du hamstrings, l'aire de contact fémoro-patellaire augmente légèrement pour la plus part des angles de flexion ($\leq 35 \text{ mm}^2$) mis à part de l'angle de 10° de flexion où l'aire de contact diminue de $\sim 35 \text{ mm}^2$ et mis à part aussi de l'angle de 50° de flexion où une augmentation significative de $\sim 88 \text{ mm}^2$ est prédite (Fig. A.2.33). La variation des déformations initiales des ligaments croisés altère légèrement l'aire de contact dans le joint fémoro-patellaire sans toutefois varier la tendance générale de son évolution durant la flexion du genou (Fig. A.2.21). Dans le cas où le ligament LCA est supprimé, Hsieh et al., (2002) ont observés une diminution de l'aire de contact fémoro-patellaire durant tous les angles de flexion. Von Eisenhart-Rothe et al. (2004) confirme que cette atténuation n'est significative qu'à 90° de flexion et non pas à 0° et 30° .

Comme la force de contact dans le joint fémoro-tibial, l'aire de contact dans ce même joint augmente considérablement avec le chargement du quadriceps surtout pour les petits angles de flexion (Fig. 4.9). Quand le chargement du quadriceps passe de 3N à 411N, l'aire de contact fémoro-tibial passe de 295 mm^2 à 836 mm^2 en extension complète et de 428 mm^2 à 471 mm^2 à 90° . Cette tendance est en concordance avec la diminution de la force dans le tendon rotulien en flexion et de celle dans le ligament LCA. Avec ce même raisonnement, on pourra expliquer aussi l'augmentation substantielle avec la flexion de l'aire de contact fémoro-tibiale lors du chargement du hamstrings seul (Fig. A.2.34). En effet, tous les cas paramétriques sujet de notre étude, tels que les différents chargements des muscles, la variation des déformations initiales des ligaments croisés, le changement des propriétés de LCA et LCP par ceux du tendon rotulien ainsi que l'application des forces restreintes montrent d'une manière

globale que l'aire de contact est influencée en grande partie par la force de contact dans ce joint et que sa variation est en fonction de cette dernière.

7.3.4 Moment du Joint : Dans l'étude de la biomécanique du joint, il est pertinent d'avoir des informations sur l'évolution du moment développé sous le chargement de l'un ou de l'ensemble des muscles durant la flexion du genou. En fait, ceci nous permettra d'évaluer la capacité et la nature du moment tibial produit par chacun ou par l'ensemble des muscles ainsi que leurs effets sur le système. Sous le chargement du quadriceps de 137N et 411N, le moment extenseur atteint un maximum de 6.5N-m et 19.8N-m respectivement à 10° de flexion ensuite il décroît avec la flexion du genou pour atteindre respectivement 1.82N-m et 5.0N-m (Fig. 4.10). La variation du moment extenseur est en bon accord avec les mesures de Draganich et al. (1987). Dans le cas passif ($F_Q=3N$), le moment est fléchisseur jusqu'à 4° de flexion ensuite il devient extenseur jusqu'à 90° de flexion. Toutefois dans ce cas passif, l'amplitude du moment tibial demeure relativement faible et ne dépasse pas $\sim 0.4N\cdot m$. Quand le hamstrings est chargé individuellement, le moment tibial est fléchisseur et croît considérablement de manière quasi linéaire avec la flexion du genou passant de 4.5N-m en extension complète jusqu'à 9.6N-m à 90° de flexion (Fig. 6.6). Lors du chargement combiné ($F_Q=411N$, $F_H=205.5N$), le moment tibial est extenseur jusqu'à 67° de flexion, atteignant son maximum de 15.9N-m à 10°, ensuite il devient fléchisseur dans la plage entre 67° et 90° de flexion (Fig. 6.6). À l'angle 67° de flexion, un équilibre s'établit entre le moment produit par la force du quadriceps et par celle du hamstrings signalant qu'aucune force restreinte n'est nécessaire pour contrebalancer le moment tibial. Lors du chargement combiné, le moment tibial n'est pas vraiment la somme des moments prédits pour les cas de chargement individuel du quadriceps et du hamstrings. En effet, ceci est dû à la délocalisation du centre de pression du contact fémoro-tibial provoqué par le déplacement antéro-postérieur du tibia variant ainsi le bras de levier et par conséquent le moment généré par chaque muscle. Contrairement à la plage des petits angles de flexion, l'analyse des résultats indique, pour une même amplitude de

chargement, que le hamstrings possède une capacité génératrice de moment plus efficace que le quadriceps à grands angles de flexion. Essentiellement, ceci est une conséquence directe de la décroissance de la force dans le tendon rotulien ainsi que le changement de son orientation durant la flexion résultant une diminution du moment extenseur. Un autre facteur qui pourra entrer en jeu de manière moins importante est l'augmentation du bras de levier fléchisseur lors de l'activation du hamstrings, une répercussion du déplacement postérieur du tibia dans ce cas de chargement. Dans leur étude in-vitro, Draganich et Vahey (1990) rapportent que sous un chargement constant de 200N du quadriceps, plus de 400N sont nécessaire comme chargement du hamstrings pour satisfaire l'équilibre du joint en extension complète, à 10° et à 20° de flexion sans faire recours à une force restreinte, une observation qui est en accord avec nos prédictions.

Lors de la variation des déformations initiales des ligaments croisés sous un chargement constant de 411N du quadriceps, le moment augmente légèrement quand le ligament LCA est relâché par contre il s'atténue quand celui-ci est plus tendu (Fig. 5.9). La variation du bras de levier extenseur ou fléchisseur dépend du déplacement tibial antéro-postérieur quand il s'agit de petits angles de flexion et du déplacement proximo-distal quand il s'agit de grands angles de flexion. En effet, le relâchement du ligament LCA entraîne une translation antérieure du tibia augmentant ainsi le bras de levier extenseur et par la suite le moment tibial. Par contre, une translation postérieure du tibia diminue ce même moment suite à la diminution de son bras de levier, ce qui est le cas lors d'une tension ou bien lors l'augmentation de la rigidité du ligament LCA. Quand le ligament LCP est plus tendu, l'effet de cette variation n'apparaît qu'à partir de grands angles de flexion faisant diminuer le déplacement distal ce qui fait augmenter le bras de levier extenseur et par conséquent le moment extenseur. Quand il s'agit de chargement individuel du hamstrings, l'augmentation du moment fléchisseur est la conséquence d'un déplacement postérieur du tibia provoquant ainsi une augmentation du bras de levier fléchisseur. Ceci pourra justifier les légères

augmentations du moment fléchisseur suite à la variation des déformations initiales du LCA (par +6%) et du LCP (par -6%) quand le hamstrings est chargé individuellement.

7.3.5 Influence de la force restreinte : La plus part des études expérimentales utilisent un système de support empêchant et fixant le genou à un certain angle de flexion. Ce support est en effet l'équivalent d'une force restreinte appliquée perpendiculairement au tibia dans le plan sagittal située à une certaine distance (ie, le bras de levier) du joint fémoro-tibial. La direction de la force restreinte dépend étroitement de celle du moment tibial. Cette force produit naturellement un moment dans le sens inverse contrebalançant le moment tibial, qu'il soit extenseur ou fléchisseur (Fig. 7.1). Mis à part du moment généré, la restriction du mouvement du tibia par une force restreinte génère aussi une force de cisaillement artefact qui influence substantiellement la translation tibiale antéro-postérieure et par conséquent la force ligamentaire dans les croisés. Dans le cas de chargement individuel du quadriceps, la force artefact résulte une translation tibiale postérieure qui fait diminuer substantiellement la force dans LCA mais fait augmenter celle dans le ligament LCP. Avec un chargement individuel du hamstrings, l'effet est inverse où une translation tibiale antérieure est produite qui diminue la force dans le ligament LCP et augmente celle dans le ligament LCA. Dans le cas de chargement combiné, la force restreinte change de direction par rapport au tibia durant la flexion du genou suite au changement de la nature du moment tibial, qui est extenseur jusqu'à 67° de flexion ensuite il est fléchisseur après cet angle de flexion. Suite à ce changement, la force dans les ligaments LCA et LCP diminue à 0° et 90° de flexion respectivement.

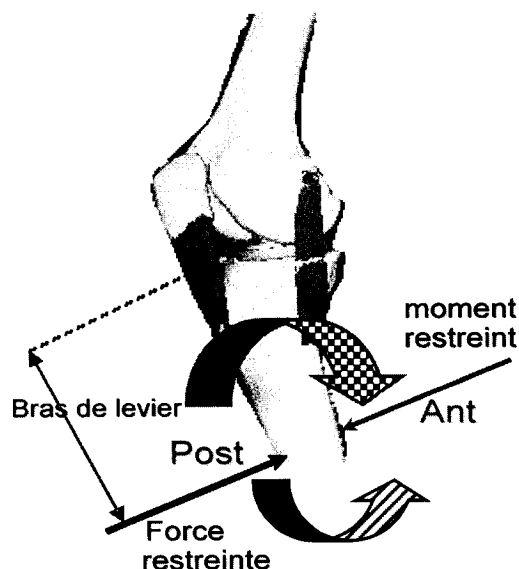


Figure 7.1 : Schéma représentatif des forces restreintes appliquées perpendiculairement au tibia ainsi que les moments qu'elles génèrent. Le bras de levier est aussi présenté montrant la localité d'application de la force restreinte. Ant : Force restreinte antérieure; Post : Force restreinte postérieure.

L'influence de cette force sur le système est dépendante de son amplitude ainsi que de sa direction. Cette dernière est dépendante uniquement de la nature du moment tibial dans le joint qui dépend lui-même de l'intensité des forces musculaires. Par contre, l'amplitude de la force restreinte est dépendante de l'intensité des forces musculaires ainsi que du bras de levier. En effet, nos résultats ont montrés une dépendance évidente entre l'amplitude de la force restreinte requise et le bras de levier, ce qui est en accord avec les travaux expérimentaux (Jurist et Otis, 1985; Pandy et Shelburne, 1997). Plus que le bras de levier est grand plus que la force restreinte est faible. Sous un chargement combiné en extension complète par exemple, une force postérieure de 66.2N est requise à 20cm de bras de levier pour contrebalancer le moment extenseur qui diminue à 44.9N quand le bras de levier est augmenté à 30cm. L'effet de cette force est plus faible de plus en plus que le bras de levier est grand.

Ahmed et al. (1983) ont montré que l'effet de la force restreinte pour des bras de levier >40cm est négligeable sur la distribution de la pression à la surface du cartilage rotulien. Dans les pratiques cliniques, la présence d'une telle force de cisaillement est justifiée lors des exercices isométriques ou dynamiques d'extension et de flexion du genou. Sa présence nous incite à accorder une attention particulière lors de la comparaison des résultats avec la littérature. En effet, deux paramètres devraient être prise en compte, à savoir l'amplitude des forces musculaires et le bras de levier. Lors des exercices de réhabilitation suivant la reconstruction de l'un des ligaments croisés, le choix du bras de levier peut jouer un grand rôle dans la réduction du risque de détachement du greffon dans la période post-opératoire. Par exemple, le placement d'un support proche du joint fémoro-tibial est recommandé pour le greffon du ligament LCA quand il s'agit des exercices d'extension du genou à faibles angles de flexion ainsi que pour le greffon du ligament LCP lors des exercices de flexion à grands angles de flexion.

CONCLUSIONS

Le travail mené dans cette thèse représente une première dans l'élaboration d'un modèle numérique du genou humain assez complet constituant une approche adéquate et complémentaire aux études expérimentales in-vivo et in-vitro. En incorporant le mécanisme extenseur ainsi que le muscle du Hamstrings au modèle fémoro-tibial validé de Moglo (2002), développé à l'origine par Bendjaballah (1998), on a donné naissance à un modèle assez complet et complexe du genou humain. Ce modèle a permis l'étude de la réponse biomécanique du genou humain en flexion sous la sollicitation de différentes charges des muscles à différentes conditions aux rives et à différentes variations de certains paramètres, à savoir les déformations initiales des ligaments croisés et la présence ou non des forces restreintes. Les informations qu'on pourrait recueillir dans ce genre d'étude est parfois difficile voire impossible à obtenir dans le cas des études in-vivo ou in-vitro. Toutefois, ces dernières sont indispensables à la validation et l'élaboration des modèles numériques présentant ainsi un aspect de complémentarité et d'interdépendance entre les deux stratégies, expérimentale et numérique.

Le travail de Bendjaballah (1998) a étudié le modèle fémoro-tibial en position de flexion nulle sous des charges extérieures. Ce modèle a été raffiné par Moglo (2002) et utilisé afin d'analyser le genou en flexion passive avec ou sans la présence de charges extérieures. Avec l'incorporation du mécanisme extenseur et le hamstrings, l'étude du comportement actif du genou humain sous la sollicitation des muscles est rendue possible. Les conditions aux rives dans nos analyses ont été choisies de manière à garantir, sans contrainte, la stabilité et la mobilité du joint. Les analyses effectuées ont été établies afin d'étudier le comportement biomécanique du genou humain en flexion entre 0° et 90° suite à la variation de l'amplitude de la force du quadriceps, la présence ou non des muscles du quadriceps et du hamstrings, la variation des

déformations initiales des ligaments croisés en présence des charges du quadriceps et hamstrings, le remplacement des propriétés des ligaments croisés par ceux du tendon rotulien ainsi que la présence de force restreinte à différents bras de levier. Les analyses élaborées ont abouti aux conclusions suivantes :

- L'amplitude de la force du quadriceps a une influence considérable sur le comportement en flexion du genou notamment sur la cinématique du tibia, les forces dans le ligament croisé antérieur, le tendon rotulien, les forces et aire de contact dans les deux joints fémoro-tibial et fémoro-patellaire ainsi que le moment tibial résistant. La variation de la force dans le tendon rotulien, sous la charge du quadriceps et en flexion, montre que le joint fémoro-patellaire n'agit pas comme une poulie. Les résultats de l'étude de l'influence du chargement du quadriceps sur le genou en flexion suggèrent d'éviter l'activation de ce muscle pour des angles de flexion assez faibles dans les périodes post-opératoires suivantes; de la reconstruction du LCA afin d'aider à sa reconstruction et sa réhabilitation et lors d'une ostéotomie tibiale du tubercle afin de ne pas nuire à la consolidation de l'os du tubercle tibial.

- La co-activation du hamstrings possède un effet très important sur les ligaments croisés en réduisant la translation antérieure du tibia. La force dans le croisé antérieur diminue significativement suite à cette co-activation quand il s'agit de petits angles de flexion. Par contre, celle dans le croisé postérieur augmente quand il s'agit de grands angles de flexion. La co-activation du hamstrings peut jouer un rôle très important dans la stabilisation et la protection du genou lors de la blessure du LCA ou lors de l'implantation de son greffon. De l'autre côté, l'activation ou la co-activation du hamstrings augmente le risque au ligament LCP ou son greffon pour les grands angles de flexion suggérant ainsi de l'éviter pour ces positions.

- La force dans chaque ligament croisé LCA et LCP ainsi que la force et l'aire de contact fémoro-tibial croissent substantiellement quand la déformation initiale dans

l'un de ces deux ligaments croisés est augmentée sous la charge du quadriceps ou quand l'un de ces ligaments est plus raide. Ces résultats indiquent la présence d'un phénomène de couplage entre les deux ligaments croisés (LCA et LCP) même en présence des charges musculaires. Ce phénomène de couplage entre les deux croisés est alors une propriété intrinsèque du genou humain où un changement de la tension de l'un des ligaments croisés durant la flexion du genou influence non seulement la force dans ce même ligament mais aussi dans l'autre ligament croisé. Ce mécanisme de couplage souligne alors le besoin de prendre les deux ligaments croisés en considération et non pas chacun d'entre eux en isolation pour le succès de la gestion des désordres dans le joint. Ces résultats montrent aussi l'importance que les chirurgiens devraient accorder à la déformation initiale du greffon des ligaments croisés afin de reproduire un genou humain dont le comportement est proche de son état normal.

- La présence d'une force restreinte réduit la force dans le ligament LCA pour les faibles angles de flexion lors du chargement du quadriceps et réduit celle dans le ligament LCP lors de l'activation du hamstrings. Dans les pratiques cliniques, la présence d'une telle force de cisaillement est justifiée lors des exercices isométriques ou dynamiques d'extension et de flexion du genou. Le placement d'une telle force proche du joint fémoro-tibial, tel qu'utilisé dans la plus part des études expérimentales, génère une force de cisaillement artefact bénéfique pour la réduction des forces ligamentaires des croisés; le ligament LCA quand il s'agit de faibles angles de flexion et le ligament LCP quand il s'agit de grands angles de flexion.

- Le moment du joint fémoro-tibial, soit qu'il est extenseur lors du chargement du quadriceps ou fléchisseur lors du chargement du hamstrings, varie de manière significative en fonction de l'angle de flexion et ce malgré les forces musculaires constantes. Lors d'une activation combinée des deux muscles, ce moment change d'orientation en dépendant de l'amplitude de la charge de chacun de ces deux muscles

et l'angle de flexion. Il est toutefois à indiquer que pour une même amplitude de force musculaire, le quadriceps possède une capacité génératrice de moment plus efficace que le hamstrings dans la plage des faibles angles de flexion alors que le hamstrings il y est quand il s'agit d'angle de flexion assez grands.

Les résultats de ces analyses pourraient être de grands intérêts et très prometteurs pour les médecins et les cliniciens afin de diagnostic, de reconstruction, de réhabilitation ainsi que de gestion du désordre qui peut affecter le genou.

RECOMMANDATIONS

Dans notre modèle, le genou a été reconstruit en se basant sur une tomographie assistée par ordinateur à partir d'un seul genou cadavérique. Avec l'amélioration des outils d'imagerie par résonance magnétique, il est devenu plus facile et rapide de reconstruire simultanément des structures osseuses et des tissus mous et générer leurs maillages à l'aide de routines appropriées. Avec cet avancement technologique, effectuer un éventail de modélisation de plusieurs genoux permettra d'obtenir des résultats plus généraux couvrant ainsi un champ plus grand de comportement du genou humain. Ces résultats peuvent être utilisés afin de concevoir des prothèses de genou de manière plus précise et élaborer des procédures de remplacement et d'implantation de l'un des composants du genou de manière plus adéquate afin de reproduire le plus fidèlement possible le comportement du genou humain.

La modélisation des ligaments et du tendon rotulien ainsi que les muscles a été effectuée à l'aide de ressorts non linéaires. Avec cette modélisation, il n'y aura pas la possibilité d'établir un contact entre ces structures avec celles qu'y sont adjacents. Par exemple, pour des angles de flexion au-delà de 90° de flexion, il a été montré qu'un contact tendo-fémoral pourra exister. Une modélisation par des éléments membranes des ligaments ainsi que les muscles peut en effet simuler l'enroulement de ces structures ainsi qu'établir un contact entre ces structures et les structures adjacentes. Dans ce même contexte, on propose aussi de modéliser les structures osseuses afin de mieux reconstruire l'enroulement des muscles. L'inconvénient de ce type de modélisation est le nombre remarquablement croissant des corps qui peuvent être en contact rendant la résolution du problème de plus en plus complexe et ardu.

Les analyses qui ont été menées dans ce travail ne prennent pas en considération de la nature poroélastique et viscoélastique des tissus du joint.

Considérer le cartilage ainsi que le ménisque comme élastique est valable tant que l'intervalle de temps est assez court. Tenir compte des propriétés poroélastiques des ménisques et du cartilage est sans doute la méthode la plus appropriée afin d'entamer des études dynamiques et d'impacts dans un large intervalle de temps et pour des vitesses assez élevées. Une telle considération pourra élargir les capacités de ce modèle à résoudre divers problèmes liés à l'articulation du genou humain sous plusieurs types de sollicitations et de mouvements. Tenir compte aussi de certaines conditions tel qu'étudier la flexion du genou en chaîne fermée 'Closed Kinetic Chain' avec la prise en considération du poids du corps humain est parmi les recommandations pour les travaux futurs. Étudier aussi le joint sous la présence de forces antéro-postérieurs 'drawer force', de rotations interne-externe et de la rotation varus-valgus pourra aussi faire le sujet des études à venir.

BIBLIOGRAPHIE

1. AALBERSBERG S., KINGMA I., RONSKY J.L., FRAYNE R., VAN DIEËN J.H. (2005), "Orientation of tendons in vivo with active and passive knee muscles". J. Biomech., 38(9), 1780-1788.
2. ABAQUS 6.4-1 (2003), ABAQUS, Inc. U.S.A.
3. ABDEL-RAHMAN E. (1991), "A two-dimensional dynamic model of the human knee joint". Masters Thesis. Toledo (OH), Dept Mech Eng., Univ. Toledo.
4. ABDEL-RAHMAN E. and HEFZY M.S. (1993), "A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint", J. Biomech. Eng., 115 (4A), 357-365.
5. ABDEL-RAHMAN E., HEFZY M.S. (1998), "Three-dimensional dynamic of the human knee joint under impact loading". Medical Eng. Phy., 20(4), 276-290.
6. ABRAMOWITCH S.D., PAPAGEORGIOU C.D., WITHROW J.D., GILBERT T.W., WOO S.L. (2003), "The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats". J. Orthop. Res., 21(8), 708-715.
7. ADAMS M.E., BILLIGHAM MEJ., et MUIR H. (1983), "The glycosaminoglycans in menisci in experimental and natural osteoarthritis", Arthritis Rheum., 26(1), 69-76.
8. AGLIETTI P., ZACCHEROTTI G., BUZZI R., et AL. (1997), "A comparison between patellar tendon and doubled semitendinosus/gracilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. A minimum five-year follow-up". J. Sports Traum. Rel. Res., 19, 57-68.
9. AHMED A.M., BURKE D.L., YU A. (1983), "In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. Part II : Retropatellar surface". J. Biomech. Eng., 105(3), 226-235.

10. AHMED A.M. (1983), "A pressure distribution transducer for in-vitro static measurements in synovial". J. Biomech. Eng., 105(3), 309-314.
11. AHMED A.M., BURKE D. L. (1983), "In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints – Part I: tibial surface of the knee". Biomech. Eng., 105(3), 216-225.
12. AHMED A.M., BURKE D.L., Hyder A. (1987), "Force analysis of the patellar mechanism." J.Orthop. Res., 5(1), 69-85.
13. AHMED A.M., DUNCAN N.A. (2000), "Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies". J. Biomech. Eng., 122, 652-660.
14. AHMED A.M., SHI S., HYDER A., CHAN K.H. (1988), "The effect of quadriceps tension characteristics on the patellar tracking pattern". Trans of 34th Annual Meeting of Orthop Res Soc., 280.
15. AMENDOLA A., MENON M., CLATWORTHY M., FOWLER P.J. (2003), "The effect of fixation technique on graft position in anterior cruciate ligament reconstruction". Iowa Orthop. J., 23, 29-35.
16. AMIS A.A., JAKOBS R.P. (1998), "Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting". Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 6(Suppl 1), S2-S12.
17. ANDERSEN H.N., JORGENSEN U. (1998), "The immediate postoperative kinematic state after anterior cruciate ligament reconstruction with increasing peroperative tension". Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 6 (Suppl 1), S62-S69.
18. ANDO T. (1999), "Factors affecting the rectus femoris - patellar tendon Q-angle, measured using a computed tomographic scan". J. Orthop. Sci., 4(2), 73-77.
19. ARMS S., BOYLE R., Johnson R., Pope M. (1983) "Strain measurement in the medial collateral ligament of the human knee: an autopsy study". J. Biomech., 16(7), 491-496.
20. ARMS S.W., POPE M.H., JOHNSON R.J. (1984), "Measurement of strain in the lateral collateral ligament of the human knee". In: (second edition.),

Transactions of the 30th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society., 30, 109.

21. ATESHIAN G.A., KWAK S.D., SOSLOWSKY L.J., MOW V.C. (1994), "Stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods." J. Biomech., 27(1), 111-124.

22. ATESHIAN G.A., KWAK S.D., SOLOWSKY L.J., MOW V.C. "A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods". J. Biomech., 94(27), 111-124.

23. ATKINSON P., ATKINSON T., HUANG C., DOANE R. (2000), "A comparison of the mechanical and dimensional properties of the human medial and lateral patellofemoral ligaments". 46th Annual Meeting, Orlando, (Florida), Orth. Res. Soc., 12, 15.

24. AYDELLOTE K.A., SCHUMACHER B.L., KUETTNER K.E. (1992), "Heterogeneity of articular chondrocytes, in Articular Cartilage and osteoarthritis". Raven Press, 237-249.

25. BANDI W. (1972), "Chondromalacia patellae and femoro-patellar arthrosis, etiology, clinical aspects and therapy". Helv. Chir. Acta., 39 (11), 1-70

26. BARRY M. (1979), "The effect of relocation of the tibial tubercle on the biomechanics of the patello-femoral joint". M.S Thesis, The Johns Hopkins University, Baltimore.

27. BENDJABALLAH M.Z. (1996), "Modélisation et analyse par éléments finis d'un genou humain." Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.

28. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI A., ZUKOR D.J. (1995), "Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis". The Knee, 2(2), 69-79.

29. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI-Adl A., ZUKOR D.J. (1997), "Finite element analysis of human knee joint in varus valgus". Clin. Biomech., 12(3), 139-148.

30. BENDJABALLAH M.Z., SHIRAZI A., ZUKOR D.J. (1998), "Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces". Clin. Biomech., 13(8), 625-633.
31. BEUTLER A.I., COOPER L.W., KIRKENDALL D.T., GARRETT W.E.Jr. (2002), "Electromyographic Analysis of Single-Leg, Closed Chain Exercises: Implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction". J. Athl. Train. 37(1), 13-18.
32. BEYNNON B.D., FLEMING B.C. (1998), "Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work". J. Biomech., 31(6), 519-525.
33. BEYNNON B.D., FLEMING B.C., JOHNSON R.J., NICHOLS C.E., RENSTROM P.A., POPE M.H. (1995), "Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo". Am. J. Sports Med., 23(1), 24-34.
34. BEYNNON B.D., JOHNSON R.J., FLEMING B.C., STANKEWICH C.J., RENSTROM P.A., NICHOLS C.E. (1997), "The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise". Am. J. Sports Med., 25(6), 823-829.
35. BIOMECH, (1995), Logiciel d'éléments finis développé par Shirazi-Adl A.
36. BLANKVOORT L., HUISKES R. (1991), "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee". J. Biomech. Eng., 113, 263-269.
37. BLANKVOORT L., HUISKES R. (1996), "Validation of a three-dimensional model of the knee". J. Biomech Eng., 29 (7), 955-961.
38. BLANKVOORT L., HUISKES R., DE LANGE A. (1991), "Recruitment of knee joint ligaments". J. Biomech. Eng., 113(1), 94-103.
39. BLANKVOORT L., KUIPER J. H., HUISKES R., GROOTENBOER H. J. (1991) "Articular contact in a three-dimensional model of the knee". J. Biomech., 24(11), 1019-1031.
40. BOYLAN D., GREIS P.E., WEST J.R., BACHUS K.N., BURKS R.T. (2003), "Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate

ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study". Arthroscopy: J. Arthrosc. Rel. Surg., 19(7), 700-705.

41. BRECHTER J.H., POWERS C.M. (2002), "Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain." Gait & Posture., 16(2), 115-123.

42. BUCKWALTER J.A., ROSENBERG L.C., HUNZIKER E.B. (1990), "Articular composition, structure, Response to injury and methods of facilitation repair, in Articular Cartilage and Knee Joint function, Basic Science and Arthroscopy, Bristol-Myers/Zimmer Orthopaedic Symposium". New York Raven Press., 19-56.

43. BUFF H-U., JONES L.C., HUNGERFORD D.S. (1988), "Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint". J. Biomech., 21(1), 17-23.

44. BUTLER C.D., GROOD E.S., NOYES, F.R., ZERNICK E., BRACKETT, K. (1984), "Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia". J. Biomech., 17, 579-596.

45. BUTLER D., MATTHEW D., KAY., DONALD C., STOUFFER. (1986), "Comparaison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments". J. Biomech., 19(6), 425-432.

46. CHANG S.K.Y., EGAMI D.K., SHAIIEB M.D., KAN D.M., RICHARDSON A.B. (2003), "Anterior cruciate ligament reconstruction: Allograft versus autograft". Arthroscopy: J. Arthro.Rel. Surg., 19(5), 453-462.

47. CHMIELEWSKI T.L., HURD W.J., SNYDER-MACKLER L. (2005), "Elucidation of a potentially destabilizing control strategy in ACL deficient non-copers". J. Electromyogr. Kinesiol., 15(1), 83-92.

48. CICCOTTI M.G., KERLAN R.K., PERRY J., PINK M. (1994), "An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles." Am. J. Sports Med., 22(5), 651-658.

49. CLARK A.L., HERZOG W., LEONARD T.R. (2000), "Contact area and pressure distribution in the feline patellofemoral joint under physiologically meaningful loading conditions". J. Biomech., 35(1), 53-60.
50. CROWNINSHIELD R., POPE M. H., JOHNSON R. J. (1976), "An analytical model of the knee". J. Biomech., 9(6), 397-405.
51. DE LANGE A., VAN DIJK A.R., HUISKES R., VAN RENS T.J.G. (1983), "Three-dimensional experimental assessment of knee ligament length patterns in vitro". In: (second edition.), Transactions of the 29th Annual Meeting of the Orthop. Res. Soc., 8, 10.
52. DESIO. SM., BURKS RT., BACHUS KN. (1998), "Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee". Am. J. Sports Med., 26(1), 59-65.
53. DHAHER Y., KAHN LEONARD E. (2002), "The effect of vastus medialis forces on patello-femoral contact: A model-based study". J. Biomech. Eng., 124(6), 758-767.
54. DONAHUE T.L., HULL M.L., RASHID M.M., JACOBS C.R. (2002), "A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact". J. Biomech. Eng., 124(3), 273-280.
55. DONZELLI P.S., SPILKER R.L., ATESHIAN G.A., MOW V.C. (1999), "Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure." J. Biomech., 32(10), 1037-1047.
56. DRAGANICH L.F., VAHEY J.W. (1990), "In vitro study of Anterior Cruciate Ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces." J. Orthop. Res., 8(1), 57-63.
57. ENGIN A.E., MOEIINZADEH M.H. (1983), "Dynamic modelling of human articulating joints". Math. Modelling, 4, 117-141.
58. ENGIN A.E., TUMER S.T. (1993), "Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg". J. Biomech. Eng., 115(2), 137-143.

59. EYRE D.R., KOOB T.J., LE CHUN. (1983), "Biochemistry of the meniscus: Unique profile of collagen types and site dependent variations in composition". Orthop. Trans., 8, 56.
60. FELLER J.A., FEAGIN J.A.Jr, GARRETT W.E.Jr. (1993), "The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study". Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., 1(3-4), 184-186.
61. FICAT R.P., HUNGERFORD D.S. (1977), "Disorders of the patello-femoral Joint". Williams and Wilkins, Baltimore.
62. FITHIAN D.C., KELLY M.A., MOW V.C. (1990), "Material properties and structure-function relationships in the menisci". Clin. Orthop. Relat. Res., 252, 19-31.
63. FITHIAN D.C., ZHU W.B., RATCLIFF A., KELLY M.A., MOW V.C. (1986), "Changes in the tensile and compressive properties of cartilage in a canine model of osteoarthritis". Trans. Orthop. Res. Soc., 11, 231.
64. FLAHIFF C.M., BROOKS A.T., HOLLIS J.M., VANDER SCHILDEN J.L., NICHOLAS R.W. (1995), "Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age". Am. J. Sports Med., 23(3), 354-358.
65. FLEMING B., BEYNNON B., HOWE J., McLEOD W., POPE M. (1992), "Effect of tension and placement of a prosthetic anterior cruciate ligament on the anteroposterior laxity of the knee". J. Orth. Res., 10(2), 177-186.
66. FLEMING B.C., ABATE J.A., PEURA G.D., BEYNNON B.D. (2001), "The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee". J. Orthop. Res., 19(5), 841-844.
67. FLEMING B.C., OKSENDAHL H., BEYNNON B.D. (2005), "Open- or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction?" Exerc. Sport Sci. Rev., 33(3), 134-140.
68. FORSTER M.C., FORSTER I.W. (2004), "Patellar tendon or four-strand hamstring? A systematic review of autografts for anterior cruciate ligament reconstruction". The Knee, 12 (3), 225-230.

69. FRANCE P.E., DANIELS A.U., GOBLE., DUNN H.K. (1983), "Simultaneous quantification of knee ligament forces". J. Biomech., 16, 553-564.
70. FRANK E.H., GRODZINSKY A., J, PHILIPS, S.L., GRIMSHAW P.E. (1990), "Physicochemical and bioelectrical determinants of cartilage material properties: Biomechanics of diarthrodial Joints". Springer-Verlag., New York Inc, 1, 261-282.
71. FUKUKUBAYASHI T., KUROSAWA H. (1984), "The contact area and pressure distribution pattern of the knee, a study of normal and osteoarthritic knee joints". Acta. Orthop. Scand., 51, 871-879.
72. FULKERSON J.P., SHEA K.P. (1990), "Disorders of patellofemoral alignment". J. Bone Joint Surg., 72 (9), 1424-1429.
73. GOSS B.C., HOWELL S.M., HULL M.L. (1988), "Quadriceps load aggravates and roofplasty mitigates active impingement of anterior cruciate ligament grafts against the intercondylar roof". J. Orthop. Res., 16(5), 611-617.
74. GRAY H. "anatomy of the human body". (1973), Lea & Febiger, Philadelphia, 29ème Edition.
75. GROOD E.S., HEFZY M.S. (1982), "An analytical technique for modelling knee joint stiffness". Part I: ligamentous forces, J. Biomech. Eng., 104, 330-337.
76. GROOD E.S., NOYES F.R., BUTLER D.L., SUNTAY W.J. (1981), "Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees". J. Bone Joint Surg., 63(8), 1257-1269.
77. GROOD E.S., SUNTAY W.J. (1983), "Joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee." J. Biomech. Eng., 105(2), 136-144.
78. HAGEMEISTER N., DUVAL N., YAHIA L., KRUDWIG W., WITZEL U., DE GUISE J.A. (2002), "Comparison of two methods for reconstruction of the posterior cruciate ligament using a computer based method: quantitative evaluation of laxity, three-dimensional kinematics and ligament deformation measurement in cadaver knees". The Knee., 9(4), 291-299.

79. HANTEN W.P., SCHULTHIES S.S. (1990), "Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis muscles". Physical Therapy, 70, 561-565.

80. HARFE D.T., CHUINARD C.R., ESPINOZA L.M., THOMAS K.A., SOLOMONOW M. (1998), "Elongation patterns of the collateral ligaments of the human knee". Clin. Biomech., 13(3), 163-175.

81. HARNER C.D., VOGRIN T.M., WOO S.L (2001), "Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament, In : Posterior cruciate ligament injuries. A Practical Guide to Management. (Ed. G. Fanelli), (Chapter 1, pp. 3-22). Springer-Verlag, New York, NY.

82. HAUT DONAHUE T.L., HULL M.L., RASHID M.M, Jacobs.C.R (2003), "How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint." J. Biomech., 36(1), 19-34.

83. HEEGAARD J., LEYVRAZ P.F., CURNIER A., RAKOTOMANANA L., HUISKES R. (1995), "Biomechanics of human patella during passive knee flexion". J. Biomech., 28(11), 1265-1279.

84. HEFZY, M. S., YANG, H. (1993), "A Three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics". J. Biomed. Eng., 15(4), 289-302.

85. HILLMAN S.K. (2003), "Interactive Functional Anatomy."

86. HIROKAWA S. (1991), "Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint". J. Biomech., 24(8), 659-671.

87. HÖHER J., VORGIN T.M., WOO S.L-Y., CARLIN G.J., AROEN A., HARNER C.D. (1999), "In situ forces in the human posterior cruciate ligament in response to muscle loads: A cadaveric study". J. Orthop. Res., 17(5), 763-768.

88. HSIEH H.H., WALKER P.S. (1976), "Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint". J. Bone Joint Surg., 58(1), 87-93.

89. HSIEH Y.F., DRAGANICH L.F. (1997), "Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads." The Knee, 4, 145-154.
90. HSIEH Y.F., DRAGANICH L.F. (1998), "Increasing quadriceps loads affect the lengths of the ligaments and the kinematics of the knee." J. Biomech. Eng., 120(6), 750-756.
91. HSIEH Y.F., DRAGANICH L.F., HO S.H., REIDER B. (2002), "The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on the contact characteristics of the patellofemoral joint". Am. J. Sports Med., 30(1), 121-127.
92. HSU H.C., LUO Z.P., RAND J.A., AN K.N. (1996), "Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty". J. Arthroplasty, 11(1), 69-80.
93. HUBERTI H., HAYES H.W., C STONE J.L., SHYBUT G.T. (1988), "Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae". J. Ortho. Res., 2(1), 49-54.
94. HUIKERS R., KREMERS J., DE LANGE A., WOLTRING H.J., SELVIK G.J., RENS V., (1985), "Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee joint geometry". J. Biomech., 18(8), 559-570.
95. HULL M.L, Berns G., Varma H., Patterson H.A. (1995), "Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads". J. Biomech., 29(2), 199-206.
96. INGMAN A.M., GHOSH P., TAYLOR T.K.F. (1974), "Variation of collagenous and non-collagenous proteins of human knee joint menisci with age and degeneration". Gerontologia, 2, 212-223.
97. JOHNSON G.A., TRAMAGLINI D.M., LEVINE R.E., OHNO K., CHOI N.Y., WOO S.L. (1994), "Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon". J. Orthop. Res., 12(6), 796-803.
98. KALUND S., SINKJAER T., ARENDT-NIELSEN L., SIMONSEN O. (1990), "Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients." Am. J. Sports Med., 18(3), 245-8.

99. KENNEDY J.C., HAWKINS R.J., WILLIS R.B. (1977), "Strain gauge analysis of knee ligaments". Clin. Orthop. Rel. Res., 129, 225-229.
100. KETTELKAMP D.B., JACOBS A.W. (1972), "Tibiofemoral contact area-determination and implications". J. Bone Joint surg., 54(2), 349-356.
101. KOLOWICH. P.A., PAULOS L.E., ROSENBERG T.D., FARNSWORTH S. (1990), "Lateral release of the patella : indications and contraindications". Am. J. Sports Med., 18 (4), 359-365.
102. KWAK S.D., AHMAD C.S., GARDNER T.R., GRESLAMER R.P., HENRY J.L., BLANKEVOORT L., ATESHIAN G.A. (2000), "Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern", J. Orthop. Res., 18(1), 101-108.
103. LEVEAU B.F., ROGERS. C. (1980), "Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback". Phys. Ther., 60(11), 1410-1415.
104. LEWALLEN D.G., RIEGGER C.L., MYERS E.R., HAYERS W.C. (1990), "Effect of retinacular release and tibial tubercle elevation in patellofemoral degenerative joint disease". J. Ortho. Res., 8, 826-856.
105. LI G., RUDY T.W., ALLEN C., SAKANE M., WOO S.L. (1998), "Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: a porcine study". J. Orthop. Res. 16(1), 122-127.
106. LI G., RUDY T.W., SAKANE M., KANAMORI A., MA C.B., WOO S.L.-Y. (1999), "The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL". J. Biomech., 32(4), 395-400.
107. LI G., SUGGS J., GILL T. (2002a), "The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation." Ann. Biomed. Eng., 30(5), 713-720.
108. LI G., GILL T.J., DEFRATE L.E., ZAYONTZ S., GLATT V., ZARINS B. (2002b), "Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads - an in vitro experimental study". J. Orthop. Res., 20(4), 887-892.

109. LI G., ZAYONTZ S., MOST E., DEFRATE L.E., SUGGS J.F., RUBASH H.E. (2004a), "In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation". J. Orthop. Res., 22(2), 293-297.
110. LI G., DEFRATE L.E., ZAYONTZ S., PARK S.E., GILL T.J. (2004b), "The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads". J. Orthop. Res., 22(4), 801-806.
111. LIEB F.J., PERRY J. (1971). "Quadriceps function. An electromyographic study under isometric conditions". J. Bone Joint Surg., 53(4), 749-758.
112. LING Z.K., GUO H.Q., BOERSMA S. (1997), "Analytical study on the kinematic and dynamic behaviors of a knee joint". Med. Eng. Phys., 19(1), 29-36.
113. LIU W., MAITLAND M.E. (2000), "The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait." J. Biomech., 33(7), 871-879.
114. LUTZ G.E., PALMITIER R.A., AN K.N., CHAO E.Y. (1993), "Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises". J. Bone Joint Surg., 75(5), 732-739.
115. MARKOLF K.L., BURRCHFIELD D.M., SHAPIRO M.M., CHA C.W., FINERMAN G.A., SLATERBECK J.L. (1996), "Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: forces in the graft compared with forces in the intact ligament". J. Bone Joint Surg. 78(11), 1728-1734.
116. MARKOLF K.L., MENSCH J.S., AMSTUTZ H.C. (1976), "Stiffness and laxity of the knee — the contributions of the supporting structures". J. Bone Joint Surg., 58(5), 583-594.
117. MARKOLF K.L., O'NEILL G., JACKSON S.R., MCALLISTER D.R. (2004), "Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments". Am. J. Sports Med., 32(5), 1144-1149.

118. MARKOLF K.L., WILLEMS M.J., JACKSON S.R., FINERMAN G.A. (1998), "In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament part I: strain measurements". J. Orthop. Res., 16(4), 455-63.
119. MCGINTY G., TRRGANG J., PEZZULO D. (2000), "Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee". Clin. Biomech., 15(3), 160-166.
120. MENDES M.W., CALDWELL P., JIRANEK W.A. (2004), "The results of tibial tubercle osteotomy for revision total knee arthroplasty". J. Arthroplasty., 19(2), 167-174.
121. MILLER S.L., GLADSTONE J.N. (2002), "Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction". Orthop. Clin. North Am., 33(4), 675-683.
122. MIZUNO Y., KUMAGAI M., MATTESSICH S.M., ELIAS J.J., RAMRATTAN N., COSGAREA A.J., CHAO.E.Y. (2001), "Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics". J. Orthop. Res., 19(5), 834-840.
123. MOEIINZADEH M.H., ENGIN A.E. (1983), "Response of a two-dimensional dynamic model to the externally applied forces and moments". J. Biomed. Eng., 105 (5), 281-291.
124. MOEIINZADEH M.H., ENGIN A.E. (1988), "Dynamic modeling of the human knee joint". BED-Vol. 9, In: Computational methods in bioengineering, Proceedings of the 1988 WAM, Chicago (IL): ASME, 1988, pp 145-56.
125. MOEIINZADEH M.H., ENGIN A.E. AKKAS N. (1983), "Two-dimensional dynamic modeling of human knee joint". J. Biomech., 16 (4), 253-264.
126. MOGLO K.E. (2002), "Analyse non-linéaire par éléments finis du genou humain sous charges complexes en flexion". Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Canada.
127. MOGLO K., SHIRAZI-Adl. (2003a), "Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints". The Knee, 10(3), 265-76.

128. MOGLO. K., SHIRAZI-Adl. (2003b), “On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study”. Clin. Biomech., 18(8), 751-9.

129. MOGLO K., SHIRAZI-Adl. (2005), “Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension-flexion”. J. Biomech., 38(5), 1075-1083.

130. MOMMERSTEEG T.J.A., BLANKVOORT L., HUISKES R., KOOLOOD J.G.M. KRAUER J.M.G. (1996), “Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: A numerical-experimental approach”. J. Biomech., 29, 151-160.

131. MORE R.C., KARRAS B.T., NEIMAN R., FRITSCHY D., WOO, S.L., Daniel D.M. (1993), “Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study.” Am. J. Sports Med., 21(2), 231-237.

132. MORGAN C.D., STEIN D.A., LEITMAN E.H., KALMAN V.R. (2002), “Anatomic tibial graft fixation using a retrograde bio-interference screw for endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction”. Arthroscopy: J. Arthro.Rel. Surg., 18(7), E38.

133. MOW V.C., ZHU W.B., RATCLIFF A. (1991), “Structure and function of articular cartilage and meniscus, In: Mow VC, Hayes WC, eds, Basic Orthopedics Biomechanics”. Raven Press, 143-198.

134. MTSUDA S., ISHINISHI T., WHITE S.E., WHITESIDE L.A. (1997), “Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress.” J.Arthroplasty., 12(7), 790-797.

135. NAGAMINE R., OTANI T., WHITE S.E., McCARTHY D.S., WHITESIDE L.A. (1995), “Patellar tracking measurement in the normal knee”. J. Orthop. Res., 13, 115-122.

136. NOMURA. E., HORIUCHI Y., KIHARA M. (2000), “Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction”. The knee, 7, 121-127.

137. PENA E., CALVO B., MARTINEZ M.A., PALANCA D., DOBLARÉ M. (2005), "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics." Clin. Biomech., 20(5), 498-507.
138. POWERS C.M. (1998), "Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review". J. Orthop. Sports Phys. Ther., 28(5), 345-354.
139. RACE. A., AMIS A.A. (1994), "The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament". J. Biomech. Eng., 108, 111-119.
140. RACE A., 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(7), 873-879.
141. RAMANIRAKA N.A., TERRIER A., THEUMANN N., SIEGRIST O. (2005), "Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis." Clin. Biomech., 20(4), 434-442.
142. REIDER R., MARSHALL J.L., RING B. (1981), "Patellar tracking". Clin. Orthop. Relat. Res., 157, 143-148.
143. RENSTROM P., ARMS S.W., STANWYCK T.S., ALL: (1986), "Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity". Am. J. Sports Med., 14(1), 83-87.
144. ROSS M.D., DENEGAR C.R., WINZENRIED J.A. (2001), "Implementation of open and closed kinetic chain quadriceps strengthening exercises after anterior cruciate ligament reconstruction". J. Strength. Cond. Res. 15(4), 466-473.
145. RUDOLPH K.S., AXE M.J., BUCHANAN T.S., SCHOLZ J.P., SNYDER-MACKLER L. (2001), "Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee". Knee Surg. Sports Traum. Arthr., 9, 62-71.
146. RUDOLPH K.S., AXE M.J., SNYDER-MACKLER L. (2000), "Dynamic stability after ACL injury: who can hop?". Knee Surg. Sports Traum. Arthr. 8, 262-269.

147. SAKAI N., LUO Z.P., RAND J.A, AN KAI-NAN. (1996), “Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint”. The Knee., 3, 1-7.
148. SEERING W.P.,PIZIALI R.L., NAGEL D.A., SCHURMAN D.J. (1980), “The function of the primary ligaments of the knee in varus/valgus and axial rotations”. J. Biomech., 13(9), 785-794.
149. SHELTON W.R., PAPENDICK L., DUKES A.D. (1997), “Autograft versus allograft anterior cruciate ligament reconstruction”. Arthroscopy: J. Arthr. Relat.Surg., 13(4), 446-449.
150. SHIRAZI-Adl A., MOGLO K.E. (2005), “Effect of changes in cruciate ligaments pretensions on knee joint laxity and ligament forces”. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin., 8(1), 17-24.
151. SHOEMAKER S.C., ADAMS D., DANIEL D.M., WOO S.L. (1993), “Quadriceps/anterior cruciate graft interaction. An in vitro study of joint kinematics and anterior cruciate ligament graft tension”. Clin Orthop. Rel. Res., 294, 379-390.
152. SINGERMAN R., DAVY D.T., GOLDBERG V.M. (1994), “Effects of patella alta and patella infera on patellofemoral contact forces”. J. Biomech., 27(8), 1059-1065.
153. SINGERMAN R., BERILLA J., DAVY D.T. (1995), “Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees”. Transactions of the ASME, 8, 117.
154. SINGERMAN R., BERILLA J., DAVY D.T. (1995), “Direct in vitro determination of the patellofemoral contact force for normal knees”. J. Biomech. Eng., 117, 8-14.
155. SPENCER A.J.M. (1980), “Continuum mechanics”. Longman Group Limited.
156. SPILKER, R.L., DONZELLI, P.S. (1992), “A biphasic finite element model of the meniscus or stress-strain analysis”. In: MOW, VC, ARNOCKZY, SP,

JACKSON, W, eds, Knee meniscus: Basic and clinical foundations, New York, Raven Press, 91-106.

157. STÄUBLI H.U., SCHATZMANN L., BRUNNER P., RINCON L., NOLTE L.P., (1999), “Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults”. Am. J. Sports Med., 27(1), 27-34.

158. STRINGHAM D.R., PELMAS C.J., BURKS R.T., NEWMAN A.P., MARCUS R.L. (1996), “Comparison of anterior cruciate ligament reconstructions using patellar tendon autograft or allograft”. Arthroscopy: J Arthr. Rel. Surg., 12(4), 414-421.

159. SUGGS J., WANG C., LI G. (2003), “The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction-A 3D computational simulation.” Clin. Biomech., 18, 35-43.

160. TERRY G.C., HUGHSTON J.C., NORWOOD L.A. (1986), “The anatomy of iliopatellar band and iliotibial tract”. Am. J. Sports Med., 14(1), 39-44.

161. TISSAKHT M., AHMED A.M. (1995), “Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material.” J. Biomech., 28(4), 411-422.

162. TOHYAMA H., YASUDA K. (1998), “Significance of graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. Basic background and clinical outcome”. Knee Surg. Sports., 6(Suppl 1), S30-S37.

163. TUMER S.T., ENGIN A.E. (1993), “Three-body segment dynamic model of the human knee”. J. Biomech. Eng., 115(4), 350–356.

164. TUMER S.T., WANG X., AKKAS N. (1995), “A planar dynamic anatomical model of the human lower limb”. Biomed. Eng. Appl. Basis Comm. 7(4), 365-378.

165. VON EISENHART-ROTHE R., SIEBERT M., BRINGMANN C., VOGL T., ENGLMEIER K-H., GRAICHEN H.A. (2004), “New in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint.” J. Biomech., 37(6), 927-934.

166. WALKER P.S., ERKMAN M.J. (1975), "The role of the menisci in force transmission across the knee". Clin. Orthop. Rel. Res., 109, 184-192.
167. WANG C.J., WALKER P.S. (1973), "The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee". J. Biomech., 6(6), 587-596.
168. WANG C.J., CHAN Y.S., WENG L.H., YUAN L.J., CHEN H.S. (2004), "Comparison of autogenous and allogeneous posterior cruciate ligament reconstructions of the knee". Injury, 35(12), 1279-1285.
169. WARREN L.A., MARSHALL J.L., GIRGIS F. (1974), "The prime static stabilizer of the medial side of the knee". J Bone Joint Surg Am., 56(4), 665-674.
170. WARREN, R.F. (1993), "Anatomy and examination of the posterior and posterolateral knee. Instructional course on posterior cruciate ligament : surgical principles and techniques". Am. Acad. Orthop. Surg. San Francisco.
171. WHITE A.A., RAPHAEL I.G. (1972), "The effect of quadriceps loads and knee position on strain measurements of the tibial collateral ligament". Acta. Orthop. Scand. 43(3), 176-187.
172. WHITESIDE L.A. (1995), "Exposure in difficult total knee arthroplasty using tibial tubercle osteotomy". Clin. Orthop. Relat. Res., 321, 32-35.
173. WONGCHAI SUWAT C., HEMAMI H., BUCHNER H.J. (1984), "Control of sliding rolling at natural joints". J. Biomech. Eng., 106(4), 368-375.
174. WOO S.L., CHAN S.S., YAMAJI T., (1997), "Biomechanics of knee ligament healing, repair and reconstruction". J. Biomech., 30(5), 431-439.
175. WOO S.L., FOX R.J., SAKANE M., LIVESAY G.A., RUDY T.W., FU F.H. (1998), "Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics". The Knee, 5(4), 267-288.
176. YAMAGUCHI G.T., SAWA A.G.U., MORAN D.W., FESSLER M.J., WINTERS J.M. (1990), "A survey of human musculotendon actuator parameters". In : Winters J.M., Woo S.L.Y., ed. Multiple Muscle System, 717-773.

177. ZAVATSKY A.B., OPPOLD P.T., PRICE A.J. (2004), “Simultaneous in vitro measurement of patellofemoral kinematics and forces.” J. Biomech. Eng., 126(3), 351-356.

ANNEXES

A.1 Méthode de calcul des angles d'Euler

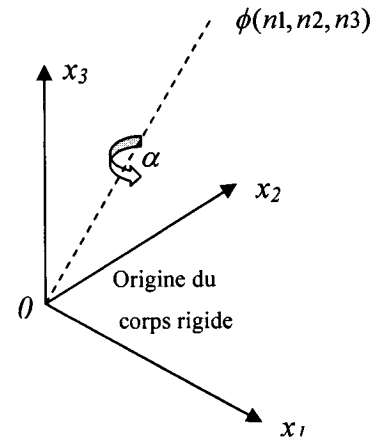
Soit θ_{xi} les valeurs des rotations dans le système de coordonnées globales et θ_i celles de l'angle d'Euler. Afin de trouver ces dernières en fonction des angles θ_{xi} , il faut chercher une relation entre les deux angles.

Les angles de rotation dans le système de coordonnées globales sont donnés dans notre cas par le logiciel ABAQUS. Ces angles sont régis par les équations suivantes (Spencer, 1980) exprimant les translations en fonction des rotations. Dans ce système c'est le corps rigide qui se déplace dans le système de coordonnée fixe (global).

$$\begin{Bmatrix} \theta_{x1} \\ \theta_{x2} \\ \theta_{x3} \end{Bmatrix} = \alpha \begin{Bmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{Bmatrix} \text{ avec } \alpha = \sqrt{\theta_{x1}^2 + \theta_{x2}^2 + \theta_{x3}^2} \text{ et } n_i \text{ sont les cosinus directeurs de l'angle de}$$

rotation α par rapport à l'axe de rotation ϕ .

$$\text{On a donc : } \begin{cases} n_1 = \theta_{x1} / \alpha \\ n_2 = \theta_{x2} / \alpha \\ n_3 = \theta_{x3} / \alpha \end{cases} \text{ avec } n_1^2 + n_2^2 + n_3^2 = 1$$



$$(1) \quad \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{Bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_1^2 & -n_3 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_2 & n_2 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_3 \\ n_3 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_2 & \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_2^2 & -n_1 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_2 n_3 \\ -n_2 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_1 n_3 & n_1 \sin\alpha + (1-\cos\alpha)n_2 n_3 & \cos\alpha + (1-\cos\alpha)n_3^2 \end{bmatrix}}_{[M]} \begin{Bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} u_0 \\ v_0 \\ w_0 \end{Bmatrix}$$

$$[M]$$

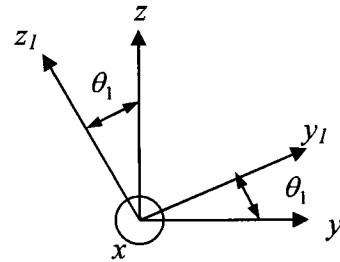
Afin d'avoir le même état final du corps rigide dans un système de coordonnées global en utilisant les angles d'Euler, on a choisie la séquence suivante pour la formulation de la matrice de transformation $\theta_{e-f} - \theta_{v-v} - \theta_{i-e}$ (extension-flexion)-(varus-valgus)-(interne-externe).

$$\text{Soit } \{v\} = \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} \text{ les coordonnées d'un corps rigide dans le système d'axe } \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix}$$

Le développement des équations qui nous permette de trouver la relation matricielle consiste à appliquer les rotations finies dans l'ordre séquentiel ainsi définis $\theta_{e-f} - \theta_{v-v} - \theta_{i-e}$. Dans ce cas, le corps rigide est fixe par contre c'est le repère qui subit les rotations.

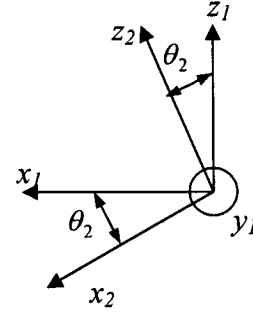
1- rotation autour de l'axe x $\theta_{e-f} = \theta_1$

$$\{v_1\} = \begin{Bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_1 & \sin\theta_1 \\ 0 & -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \{v\} = [T_1] \{v\}$$



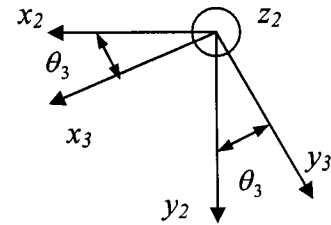
2- rotation autour de l'axe y_1 $\theta_{v-v} = \theta_2$

$$\{v_2\} = \begin{Bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 \end{bmatrix} \{v_1\} = [T_2] \{v_1\}$$



3- rotation autour de l'axe z_2 $\theta_{i-e} = \theta_3$

$$\{v_3\} = \begin{Bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & 0 \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \{v_2\} = [T_3] \{v_2\}$$



D'après les équations précédentes, l'état final exprimé en fonction de l'état initial :

$$\{v_3\} = [T_3][T_2][T_1]\{v_1\} = [T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]\{v_1\}$$

Les coordonnées $\{v\}$ du corps rigide dans le système d'axe final sont égal alors à :

$$\{v\} = [T_1]^T [T_2]^T [T_3]^T \{v_3\} = [T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T \{v_3\} \quad (2)$$

Le calcul de la matrice de transformation totale $[T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T$ donne :

$$[T(\theta_1, \theta_2, \theta_3)]^T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \cos \theta_3 & -\cos \theta_2 \sin \theta_3 & \sin \theta_2 \\ \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \cos \theta_1 \sin \theta_3 & -\sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 + \cos \theta_1 \cos \theta_3 & -\cos \theta_2 \sin \theta_1 \\ -\cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_3 & \cos \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 + \sin \theta_1 \cos \theta_3 & \cos \theta_1 \cos \theta_2 \end{bmatrix}$$

Pour que les deux transformations soient équivalentes, il faut que les angles de rotations des systèmes d'axe soit dans l'ordre inverse que celui du corps rigide. Ceci

revient à mettre l'égalité entre la matrice M et la matrice T^T . Il est à noter que c'est plus facile de percevoir cette équivalence dans le cas où le mouvement est en 2D.

Une fois qu'on établit l'égalité entre les termes de la matrice M et de la matrice T^T , la solution à ce problème est alors donnée comme suit :

$$\theta_2 = \text{Arcsin}(M_{13})$$

$$\theta_3 = \text{Arcsin}(-M_{12} / \cos \theta_2)$$

$$\theta_1 = \text{Arc cos}(M_{33} / \cos \theta_2) * \frac{M_{23}}{|M_{23}|} * (-1)$$

À titre de vérification, nous avons calculé toutes les termes des deux matrices après avoir trouvé la solution et les résultats trouvés sont exactement pareils prouvant ainsi l'unicité de la solution.

A.2 Résultats non présentés dans les articles :

Les études qui ont été menées ont fourni des résultats qui ne sont pas nécessairement parmi les figures présentées dans les articles. Ces résultats n'ont pas été introduits dans les articles soit faute d'espace permis par les revues ou soit par faute de sujet d'étude.

Ces figures concernent la cinématique des joints fémoro-patellaire et fémoro-tibial, les forces ligamentaires, ainsi que les contraintes dans les différentes structures.

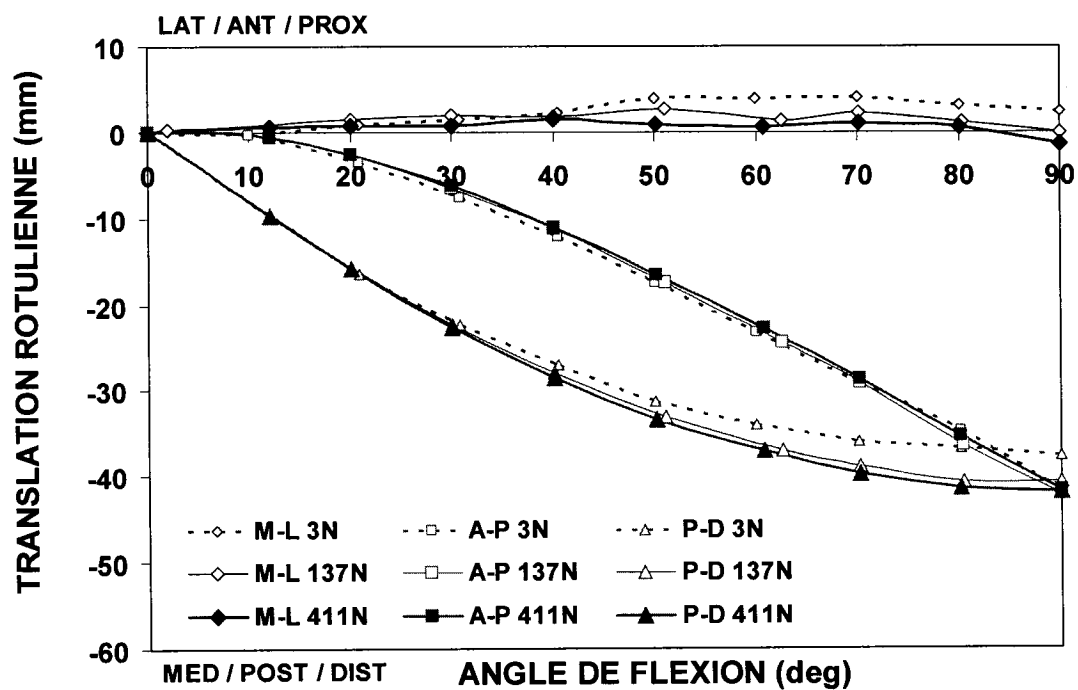


Figure A.2.1 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). Les translations ont été remises à une même origine.

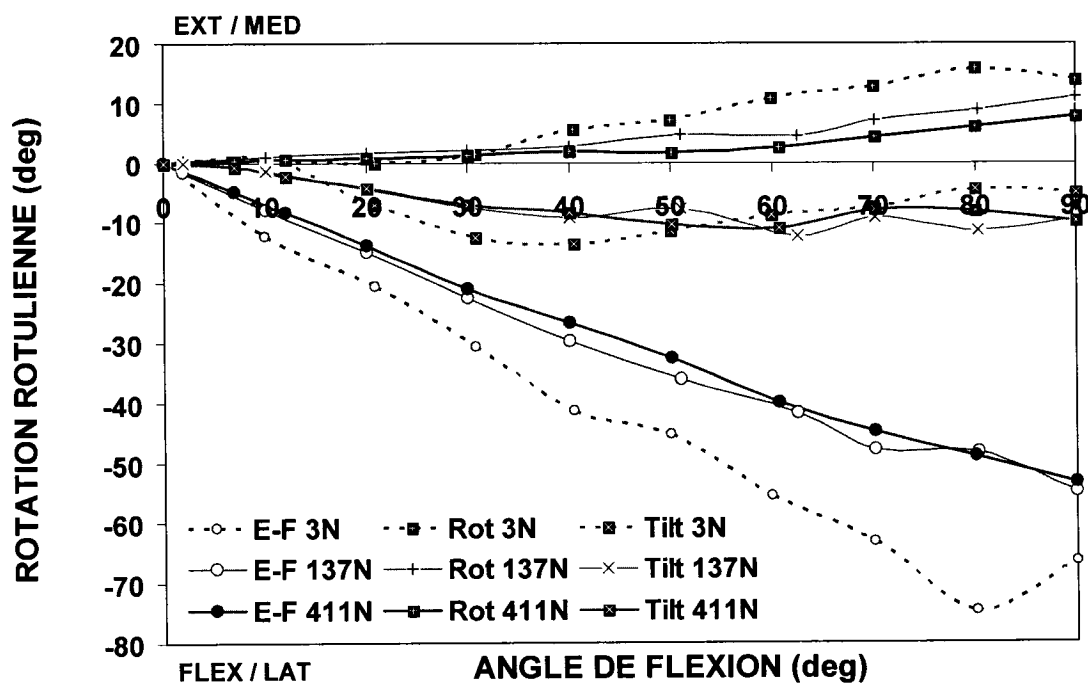


Figure A.2.2 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L). Les rotations ont été remises à une même origine.

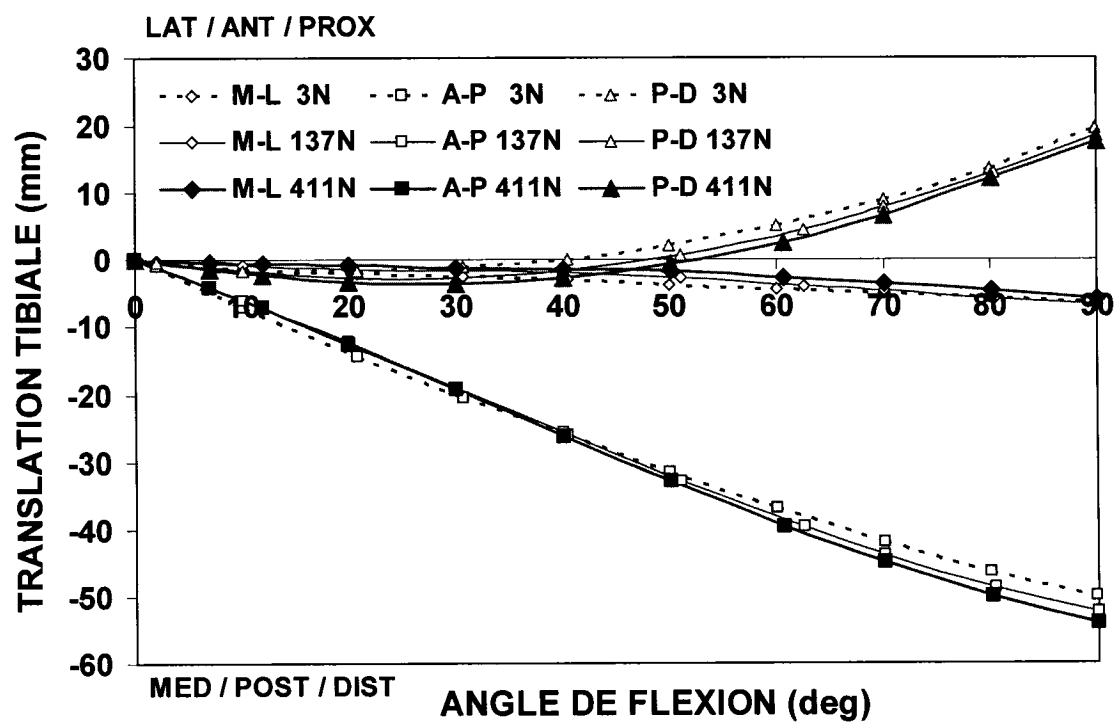


Figure A.2.3 : Translation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D). Les translations ont été remises à une même origine.

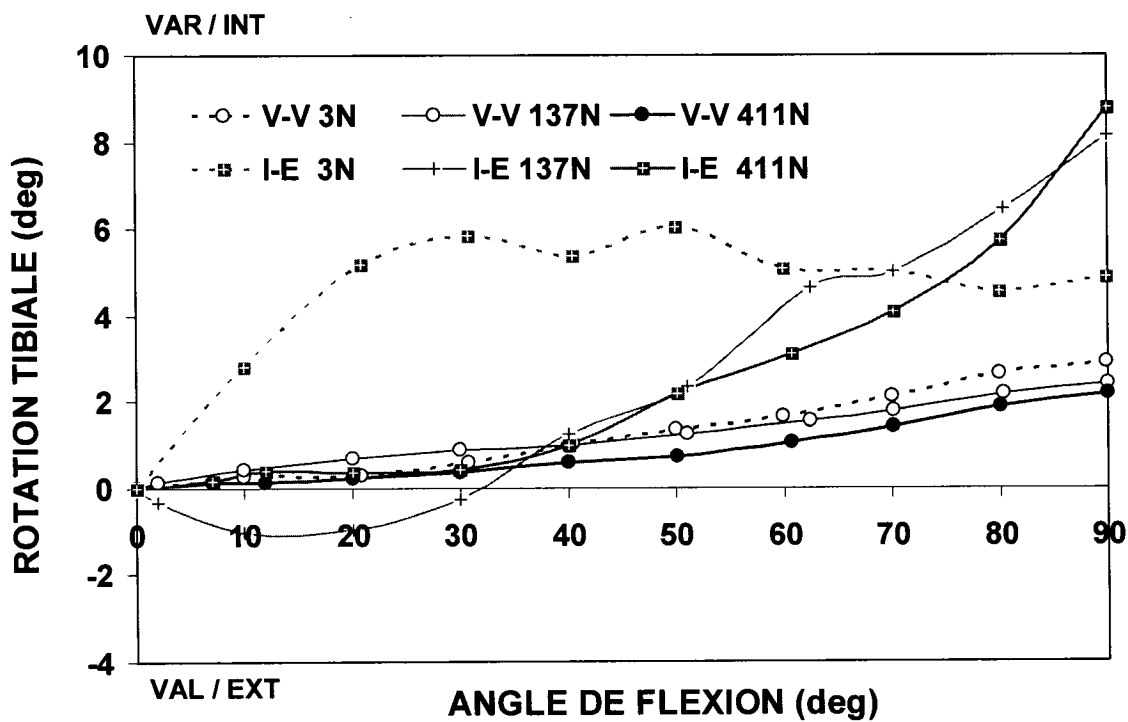


Figure A.2.4 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: varus-valgus (V-V) et interne-externe (I-E). Les rotations ont été remises à une même origine.

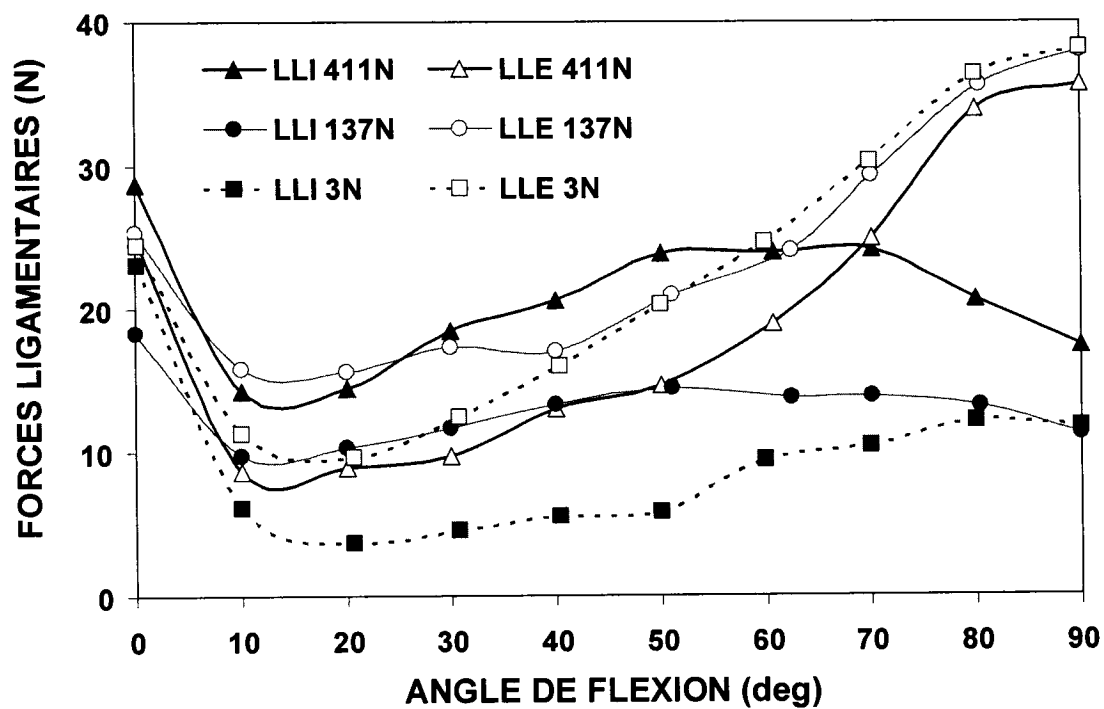


Figure A.2.5 : Forces ligamentaires dans les ligaments collatéraux: interne (LLI) et externe (LLE), sous les chargements du quadriceps (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion.

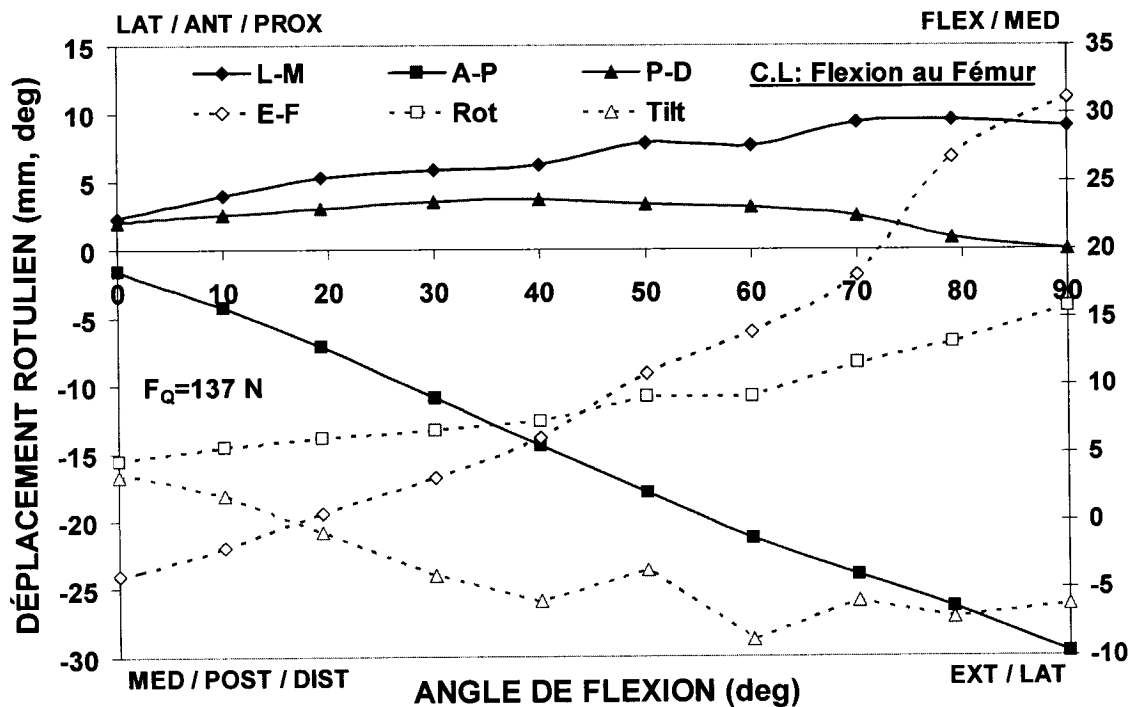


Figure A.2.6 : Déplacements rotuliens dans les différentes directions sous la charge de 137N du quadriceps à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), proximal-distal (P-D), extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L) et le Tilt médial-latéral (M-L).

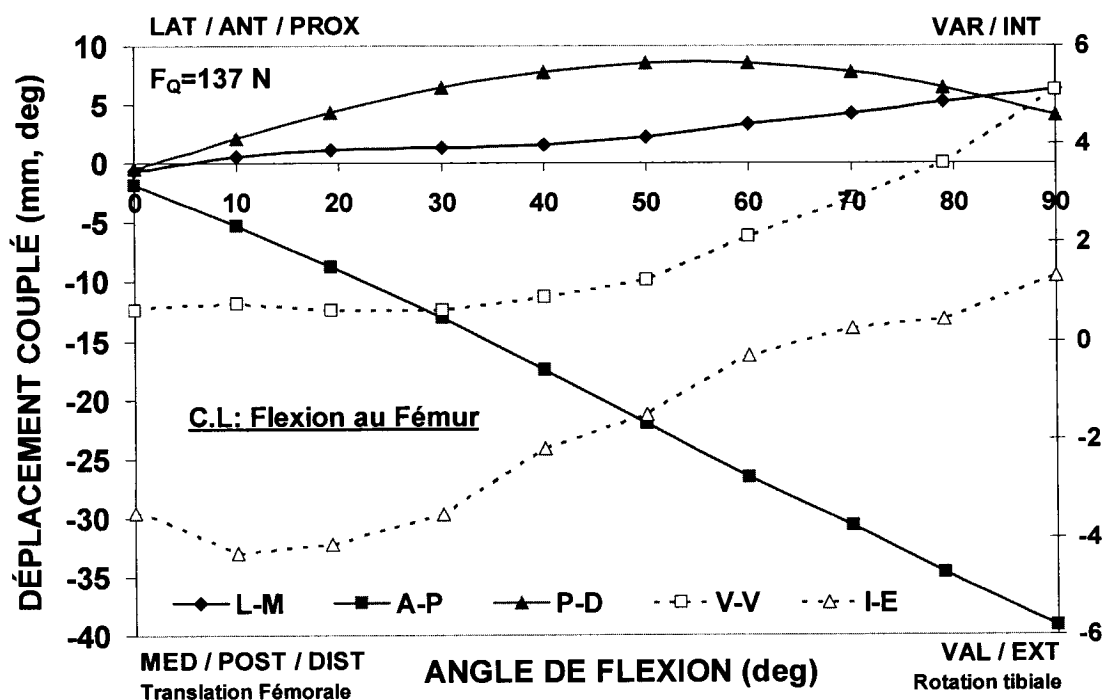


Figure A.2.7 : Déplacements tibiaux dans les différentes directions sous la charge de 137N du quadriceps à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), proximal-distal (P-D), extension-flexion (E-F), rotation varus-valgus (V-V) et la rotation interne-externe (I-E).

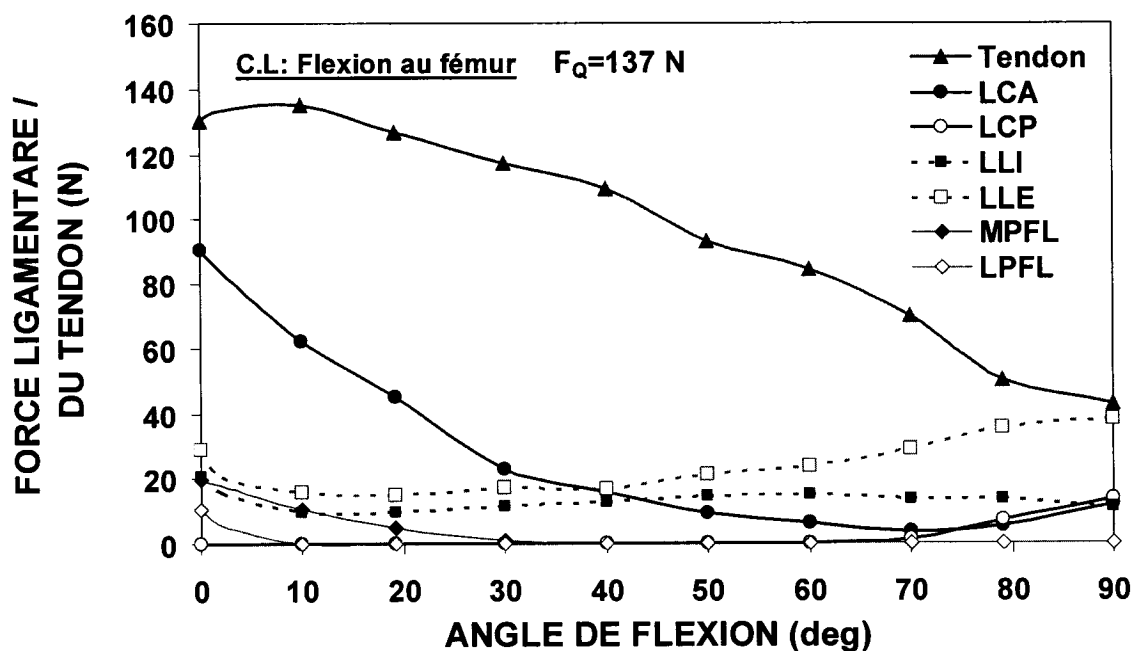


Figure A.2.8 : Forces ligamentaires dans les différents ligaments et le tendon rotulien sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.

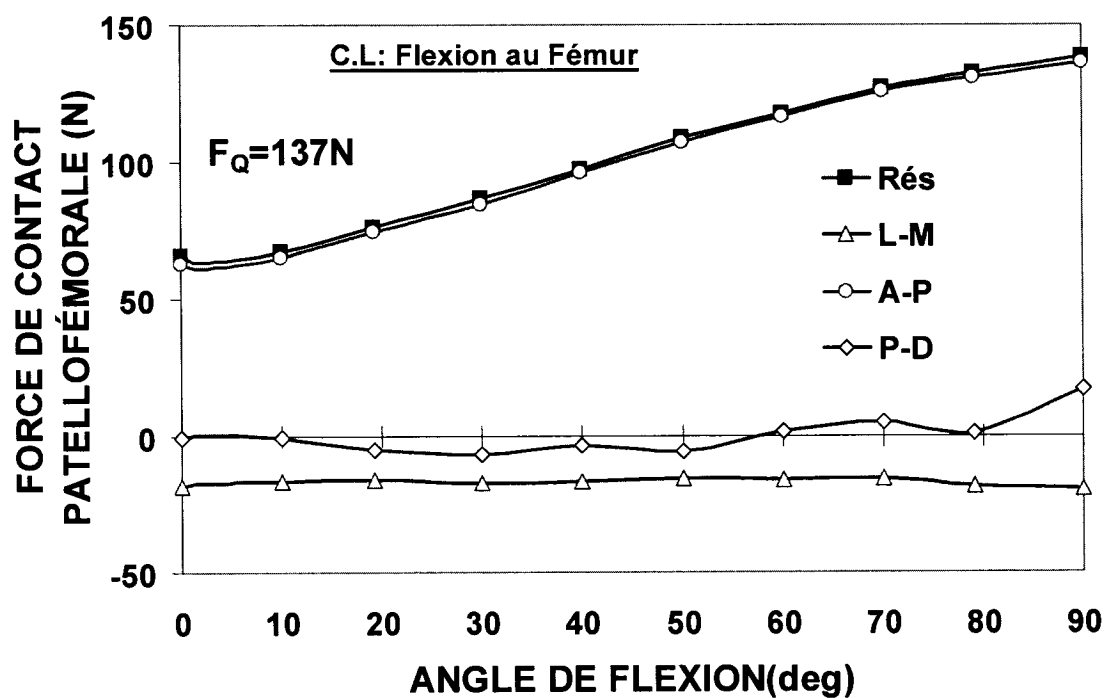


Figure A.2.9 : Force de contact fémoro-patellaire et ses différents composants sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.

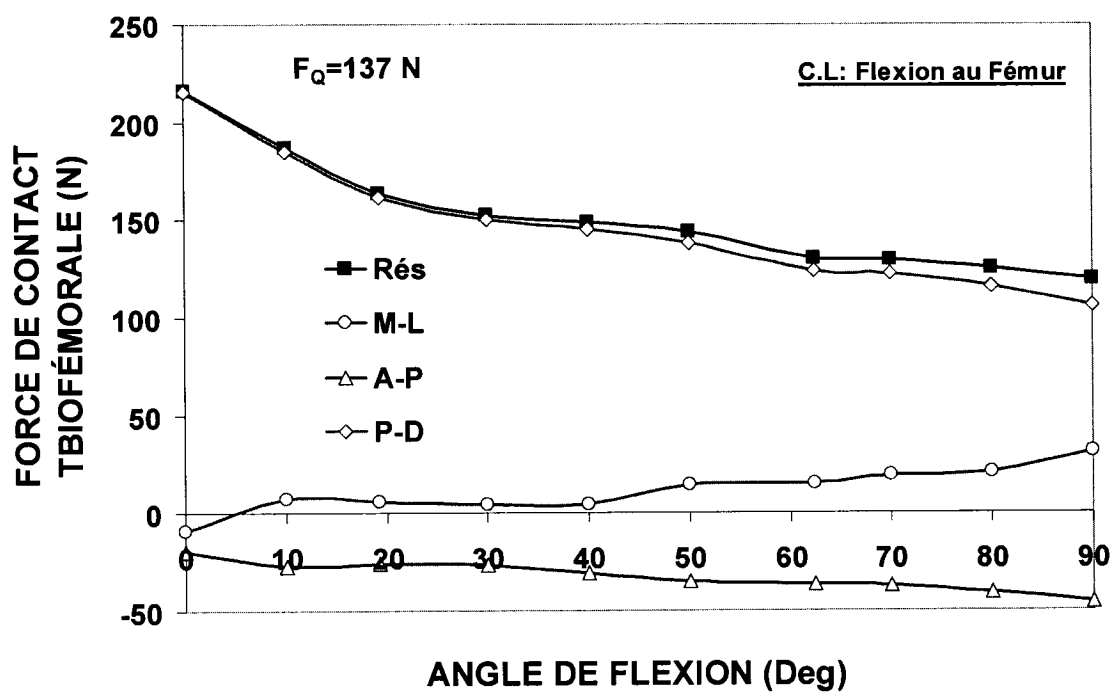


Figure A.2.10 : Force de contact fémoro-tibiale et ses différents composants sous la charge de 137N à différents angles de flexion. Les conditions aux rives ont été altérées avec une flexion appliquée au fémur.

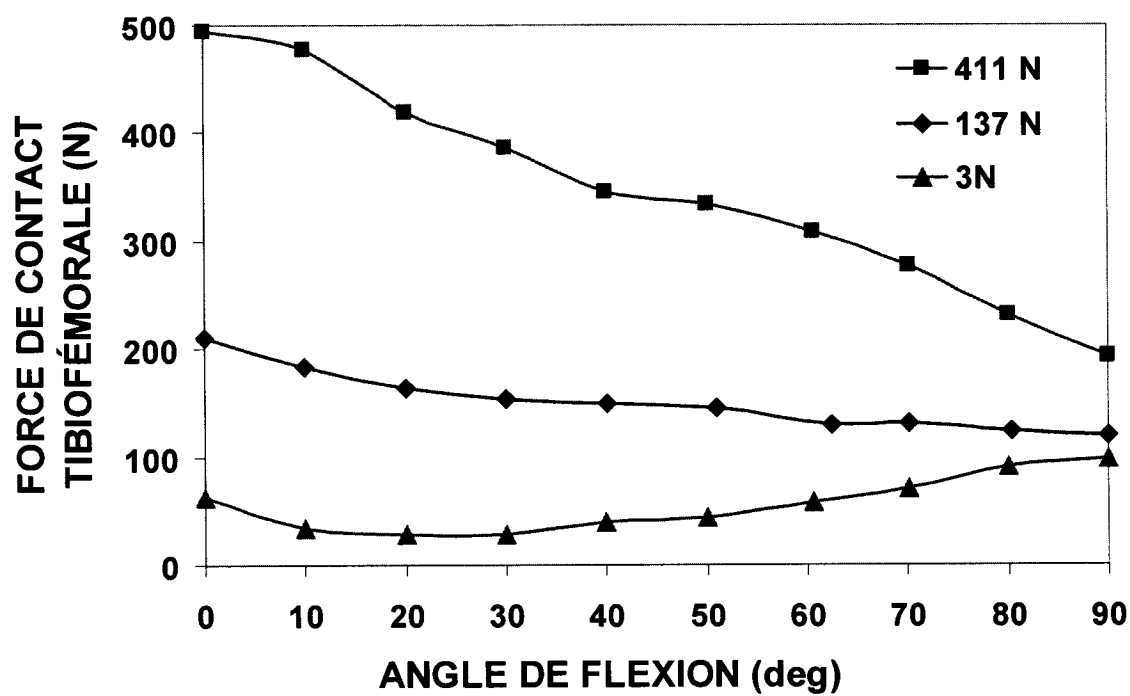


Figure A.2.11 : Force de contact fémoro-tibiale sous la charge de (3N, 137N et 411N) à différents angles de flexion.

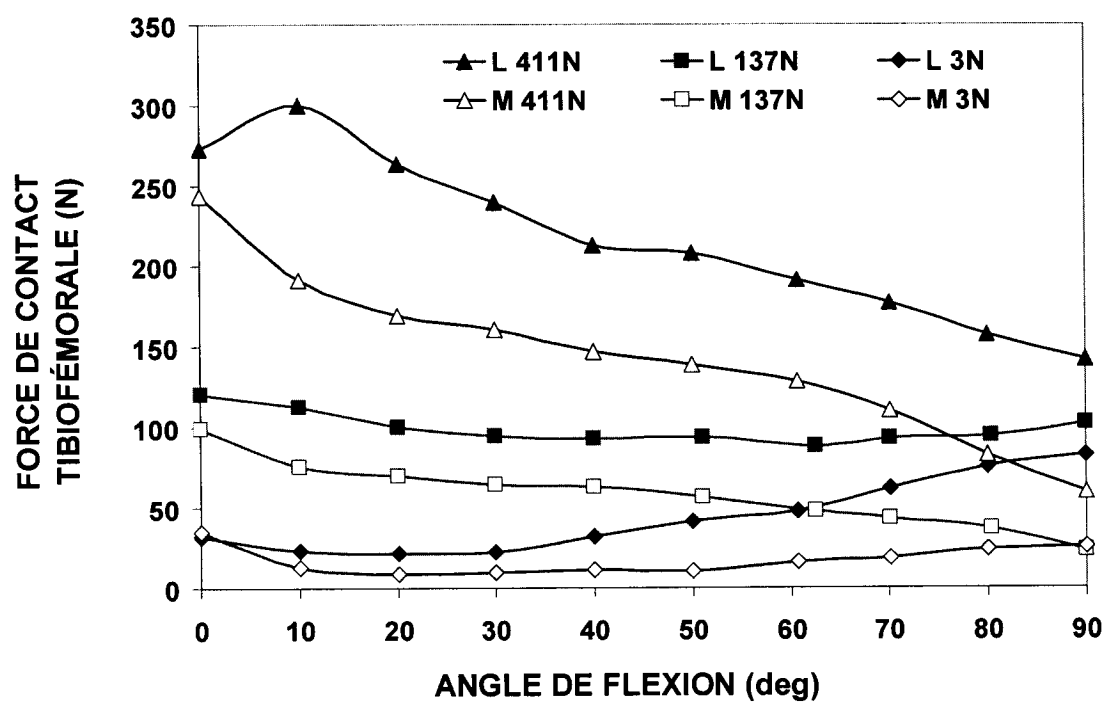


Figure A.2.12 : Force de contact fémoro-tibiale sous la charge de (3N, 137N et 411N) dans les compartiments médial (M) et latéral (L) à différents angles de flexion.

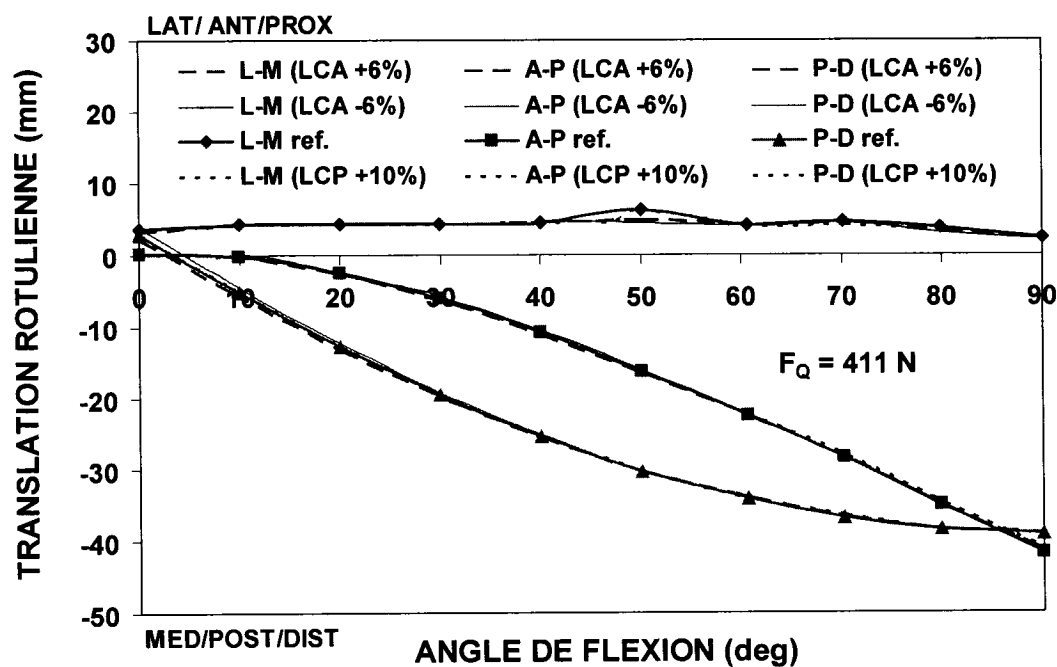


Figure A.2.13 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D).

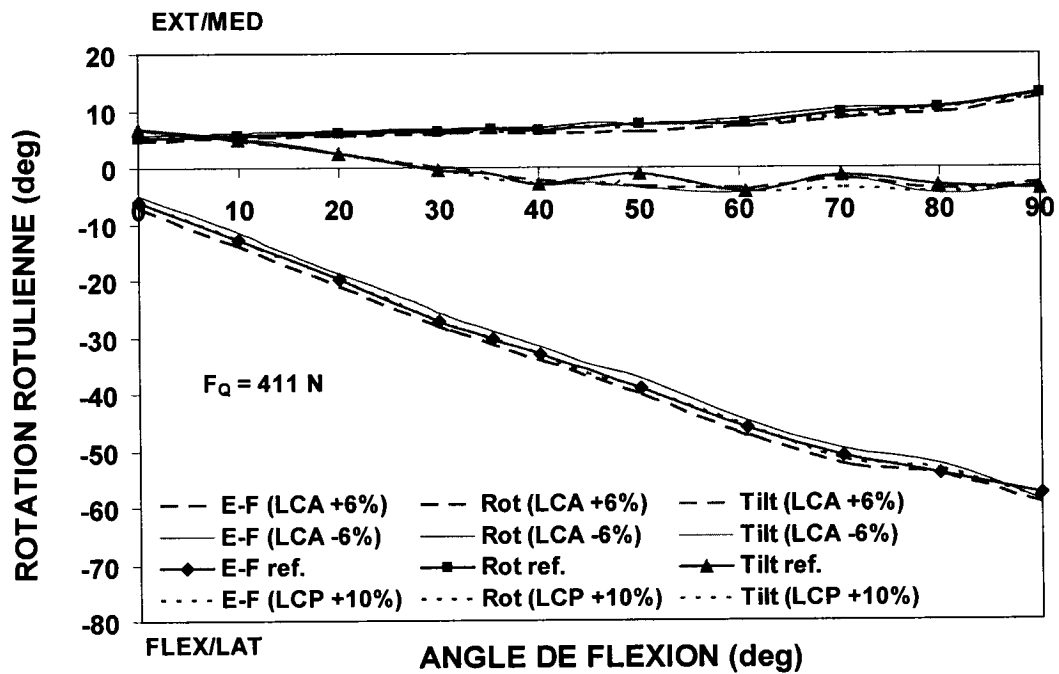


Figure A.2.14 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L).

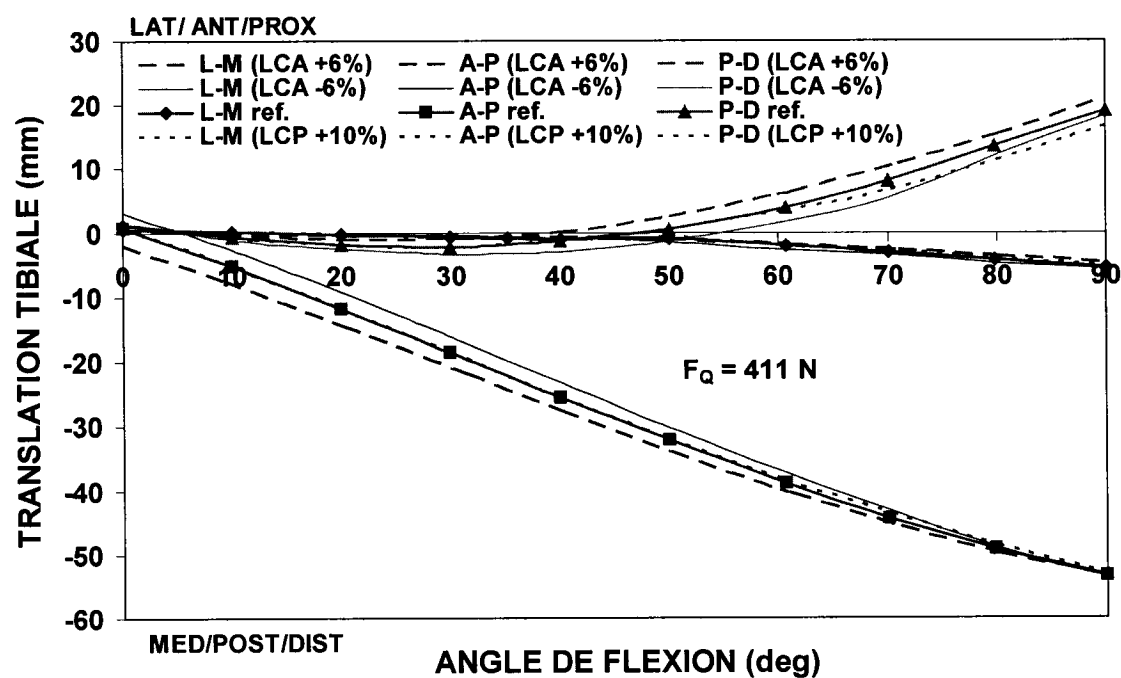


Figure A.2.15 : Translation tibiale dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D).

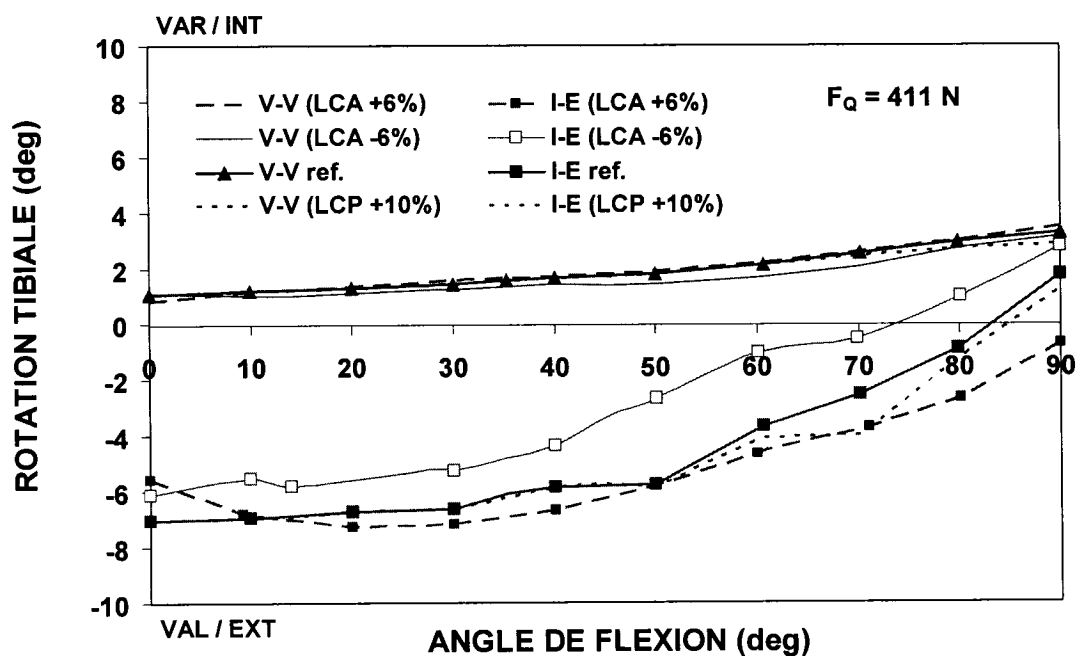


Figure A.2.16 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés. Les directions anatomiques sont: rotation varus-valgus (V-V) et la rotation interne-externe (I-E).

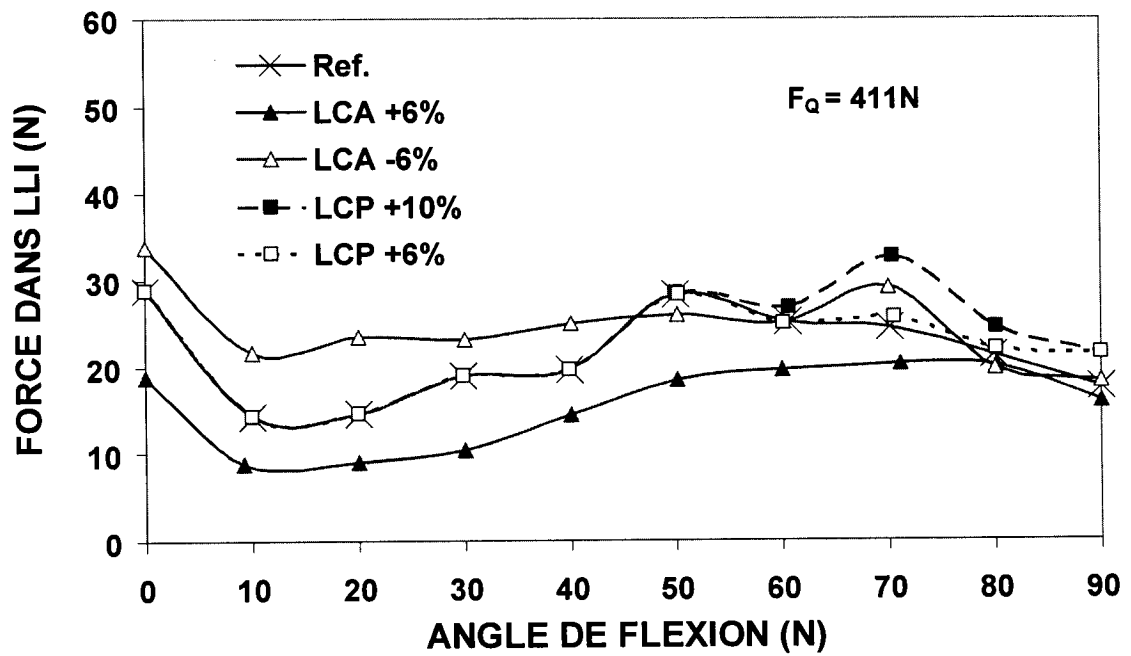


Figure A.2.17 : La force du ligament croisé interne (LLI) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés.

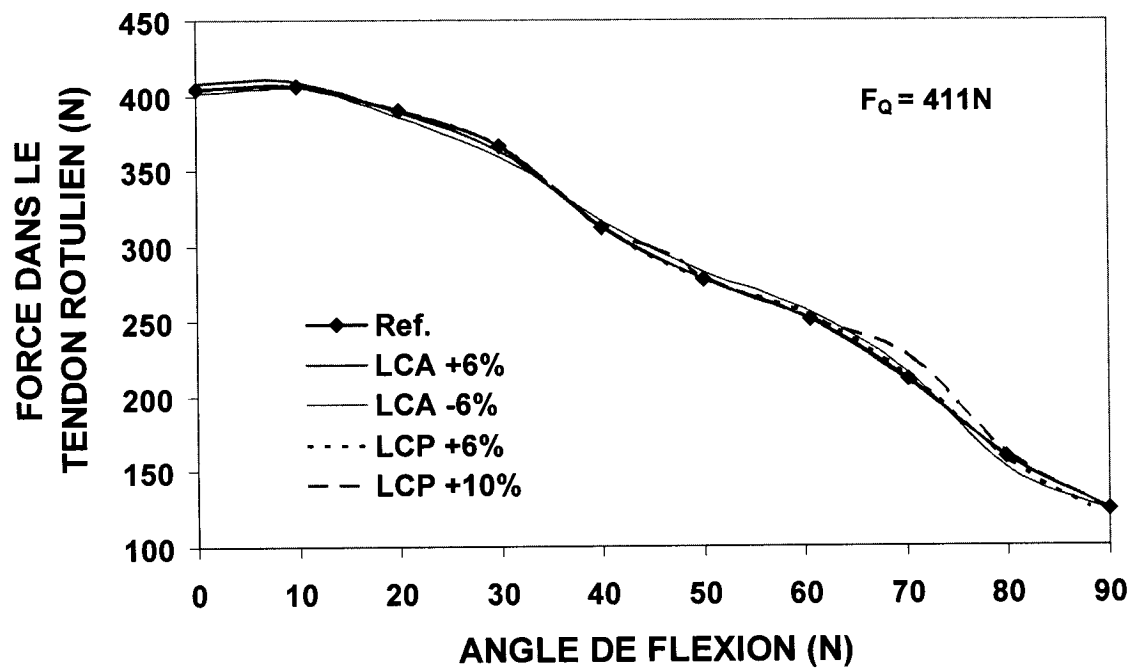


Figure A.2.18 : La force dans le tendon rotulien sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés.

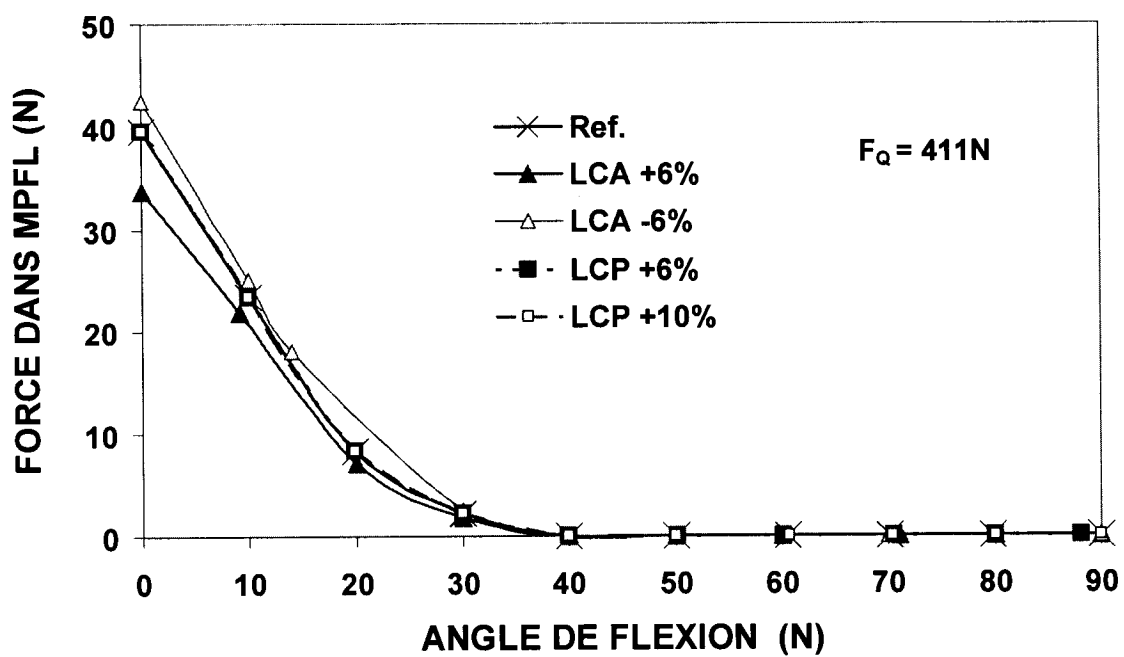


Figure A.2.19 : La force dans le MPFL (tendon rotulien interne) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés.

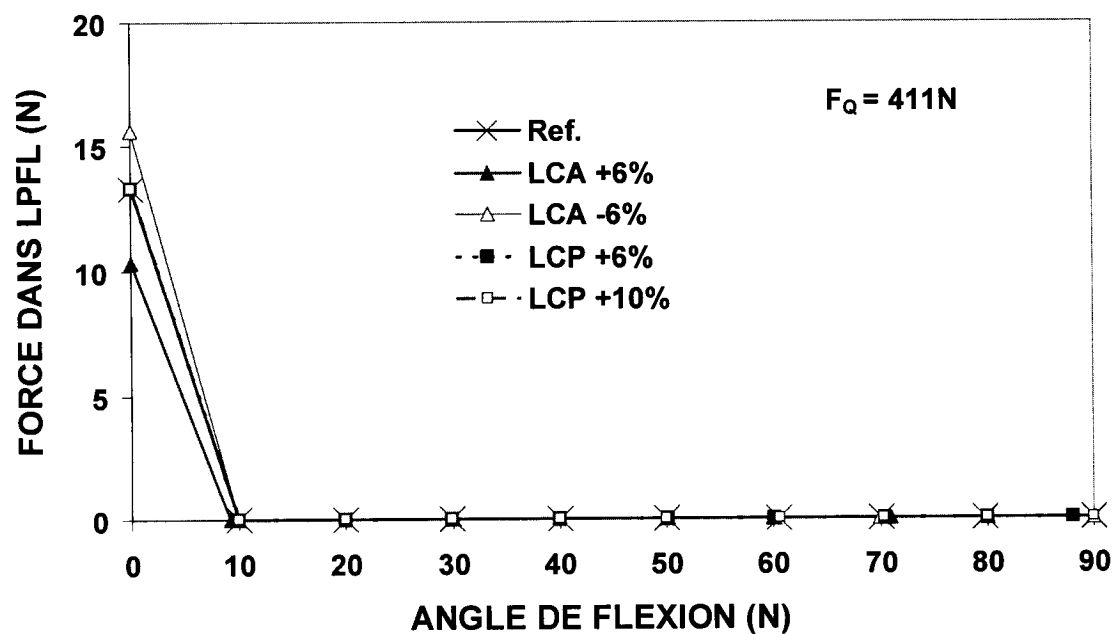


Figure A.2.20 : La force dans le LPFL (tendon rotulien externe) sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés.

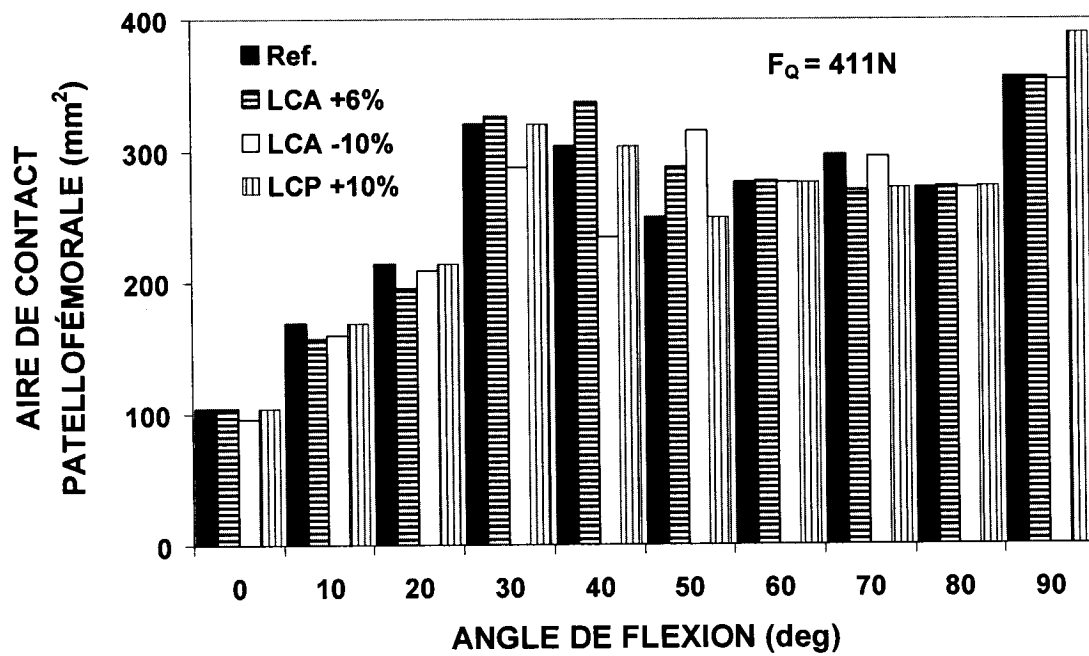


Figure A.2.21 : L'aire de contact fémoro-patellaire sous le chargement de 411N du quadriceps à différents angles de flexion pour le cas de référence (ref) et pour différentes déformations initiales des ligaments croisés.

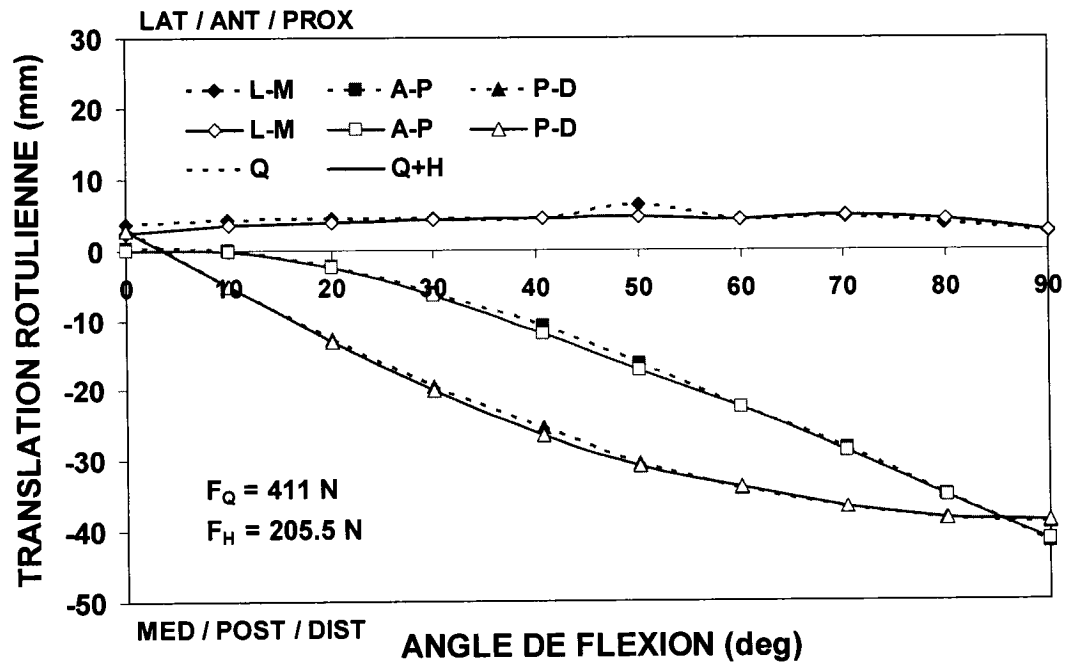


Figure A.2.22 : Translation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: medial-lateral (M-L), anterior-posterior (A-P), et proximal-distal (P-D).

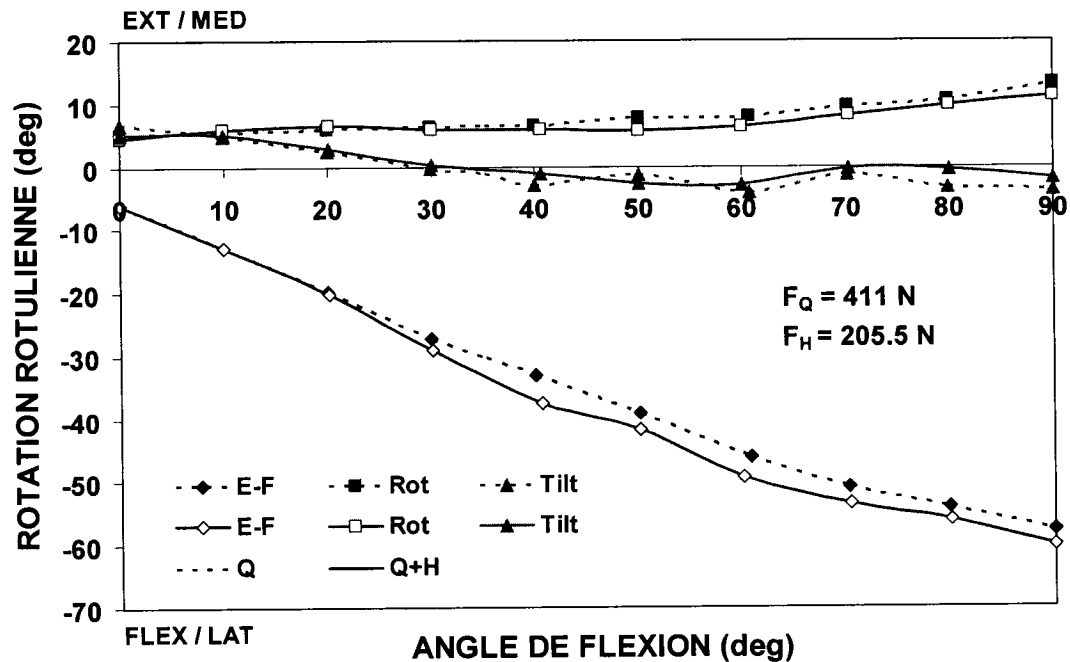


Figure A.2.23 : Rotation rotulienne dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les directions anatomiques sont: extension-flexion (E-F), rotation médial-latéral (M-L), et Tilt médial-latéral (M-L).

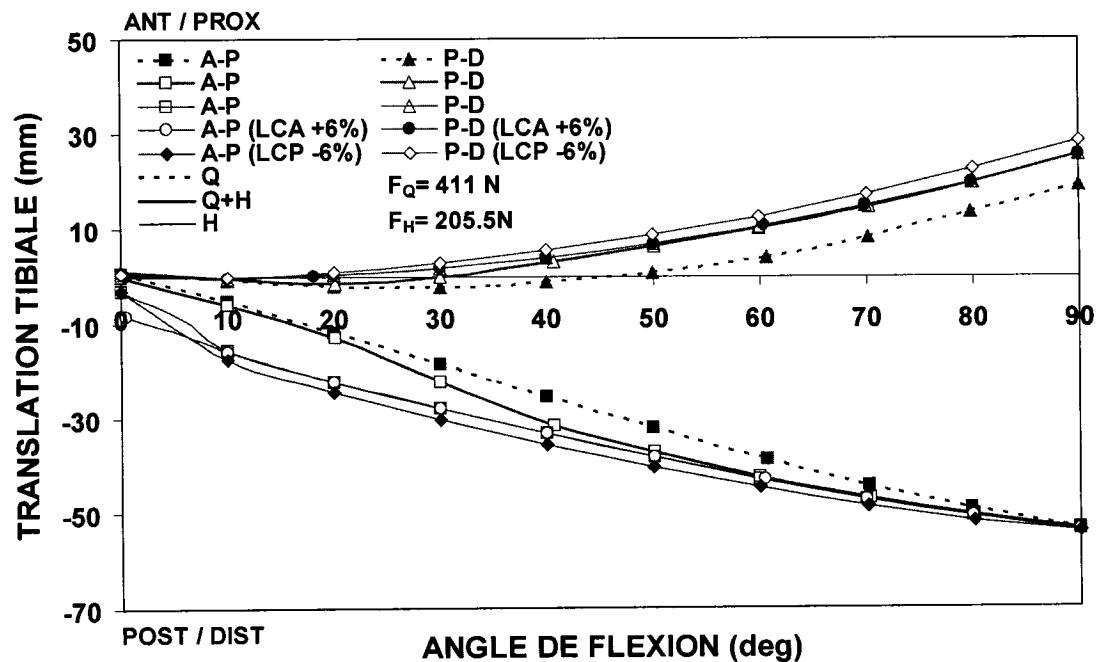


Figure A.2.24 : Translation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. Les directions anatomiques sont: antérieur-postérieur (A-P) et proximal-distal (P-D).

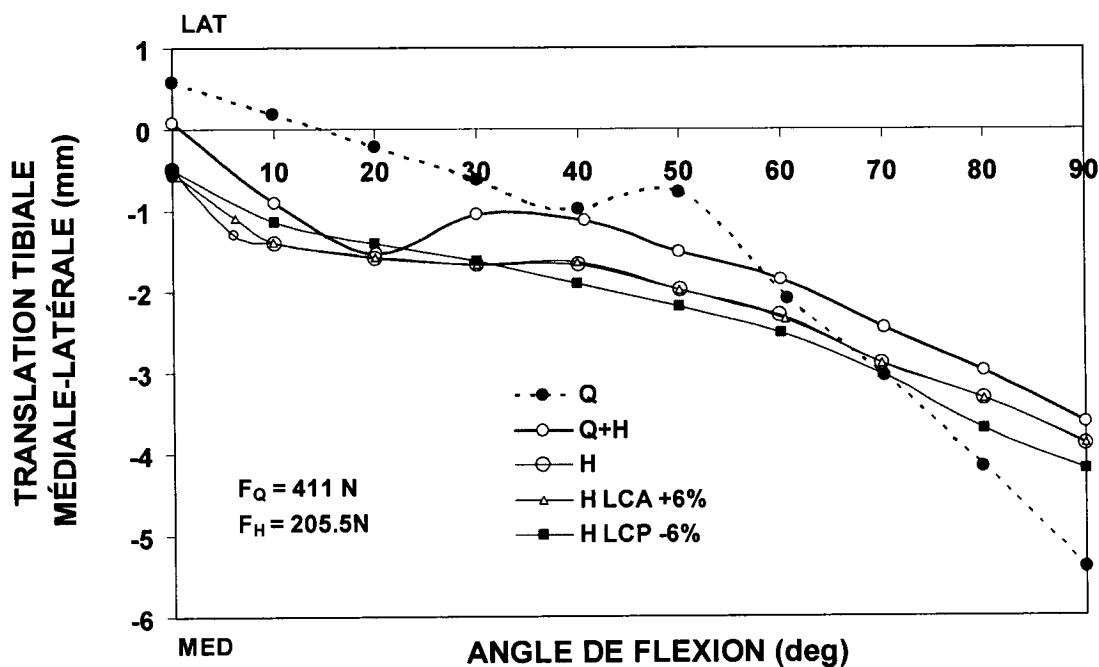


Figure A.2.25 : Translation tibiale dans la direction Médiale-Latérale (M-L) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés.

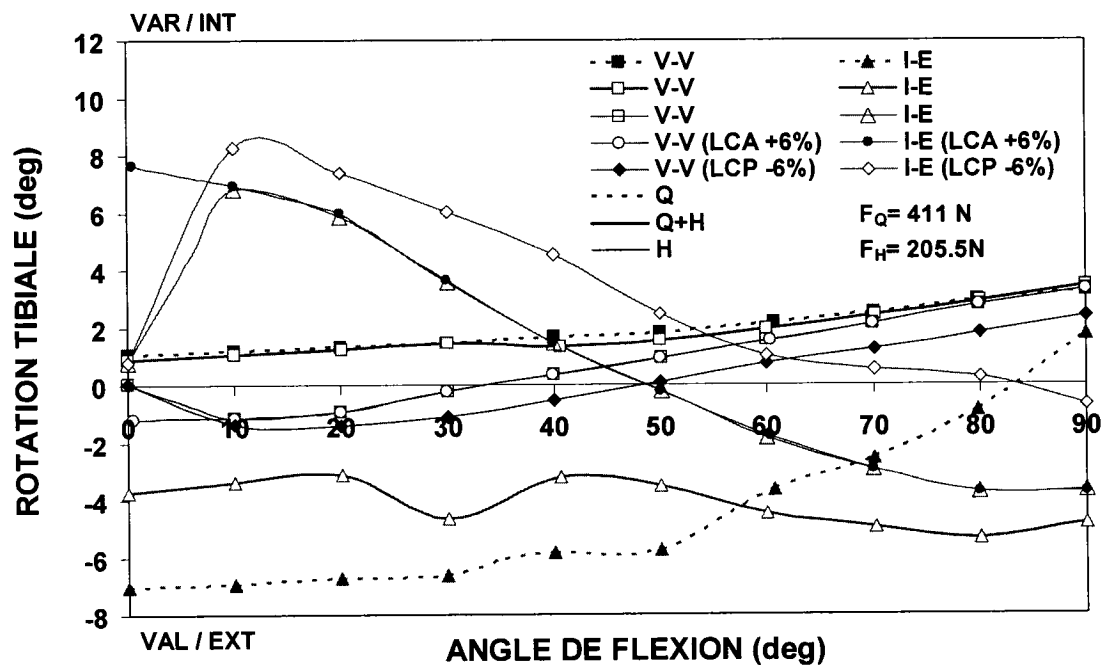


Figure A.2.26 : Rotation tibiale dans les différentes directions sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés. Les directions anatomiques sont: varus-valgus (V-V) et interne-externe (I-E). Les rotations ont été remises à une même origine.

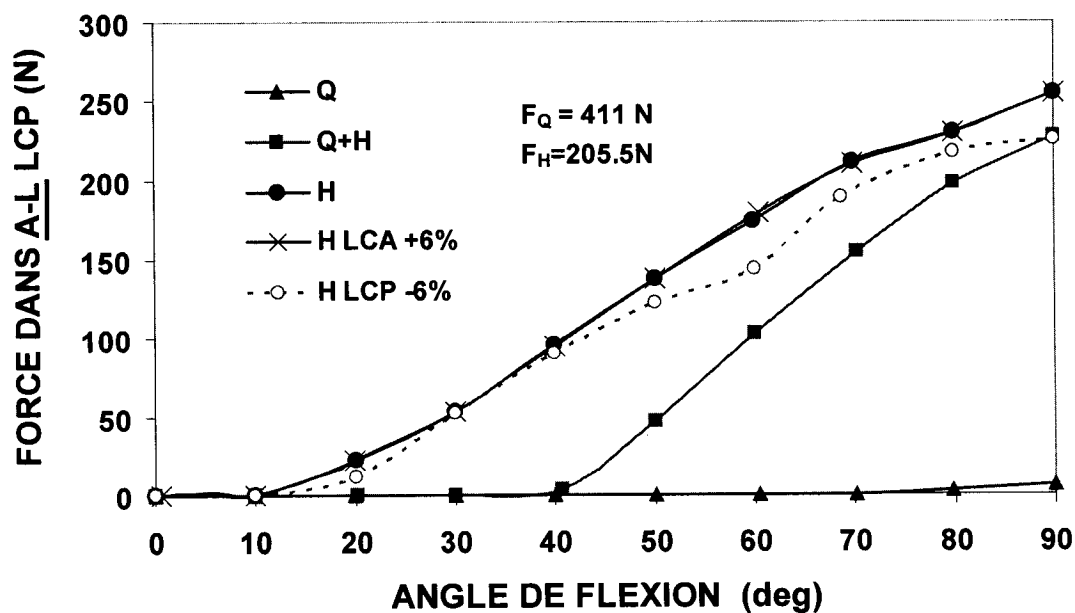


Figure A.2.27 : La force dans les faisceaux antéro-latéraux du ligament croisé postérieur (A-L LCP) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés.

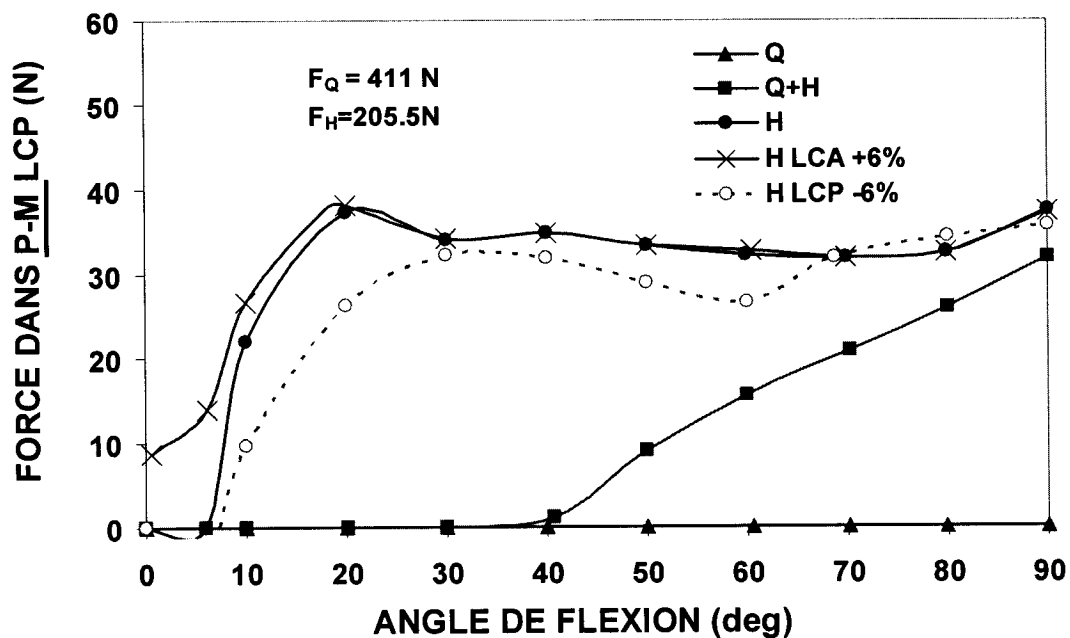


Figure A.2.28 : La force dans les faisceaux postéro-médiaux du ligament croisé postérieur (P-M LCP) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés.

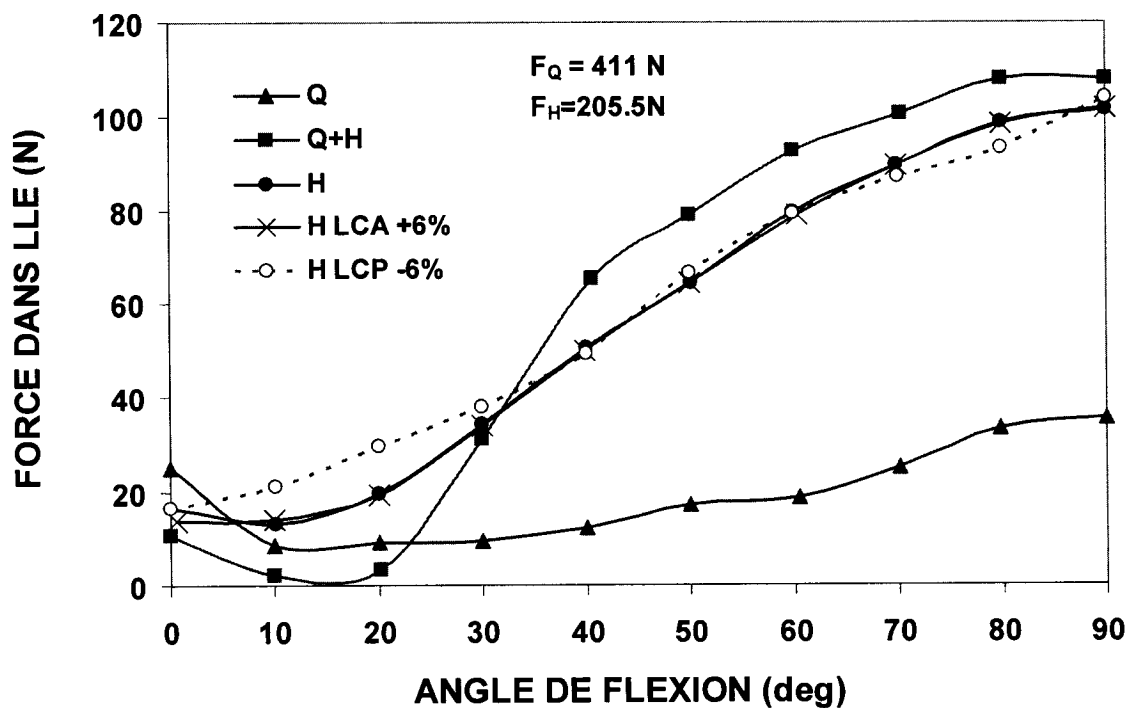


Figure A.2.29 : La force dans le ligament LLE sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés.

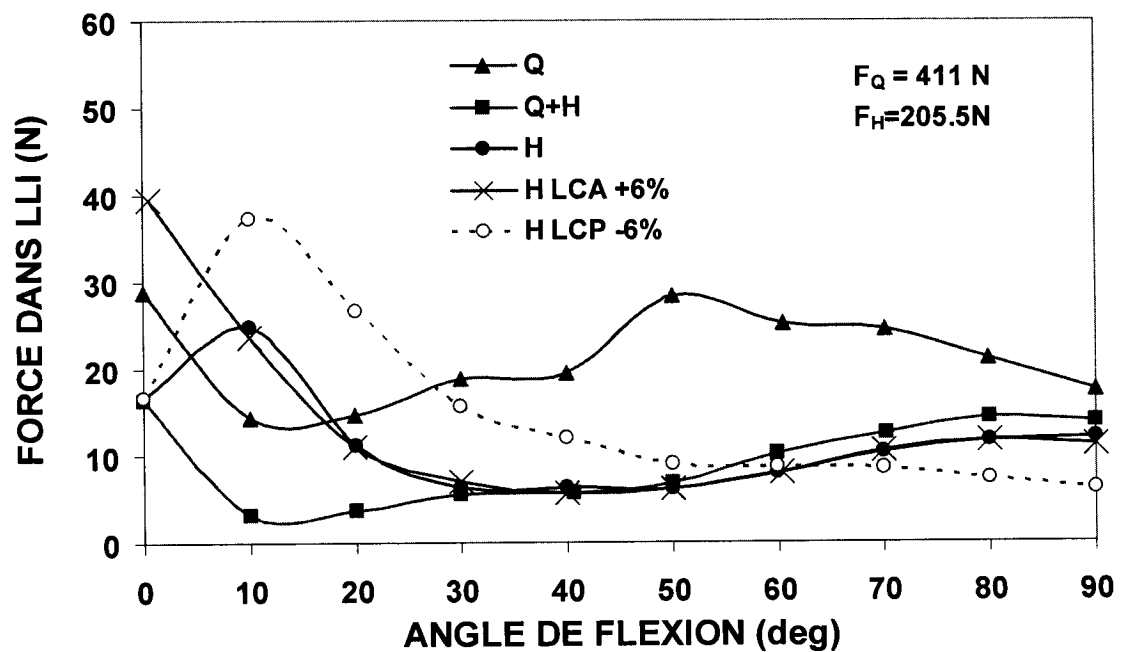


Figure A.2.30 : La force dans le ligament LLI sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Les résultats sous ce dernier chargement avec la variation des déformations initiales des croisés sont aussi présentés.

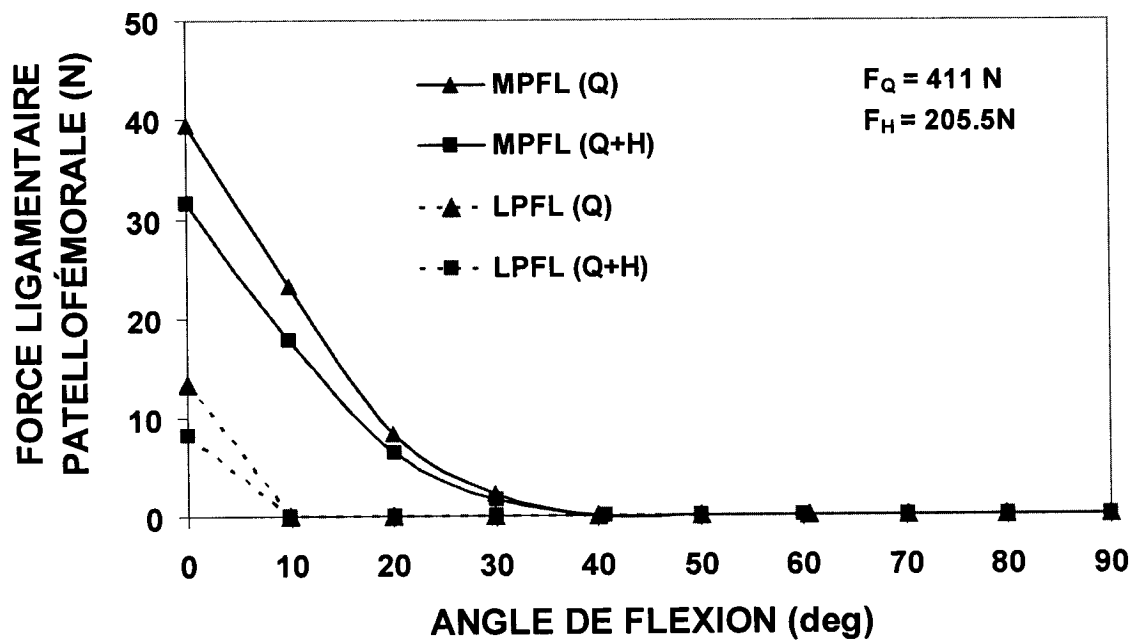


Figure A.2.31 : La force dans les ligaments MPFL et LPFL sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion.

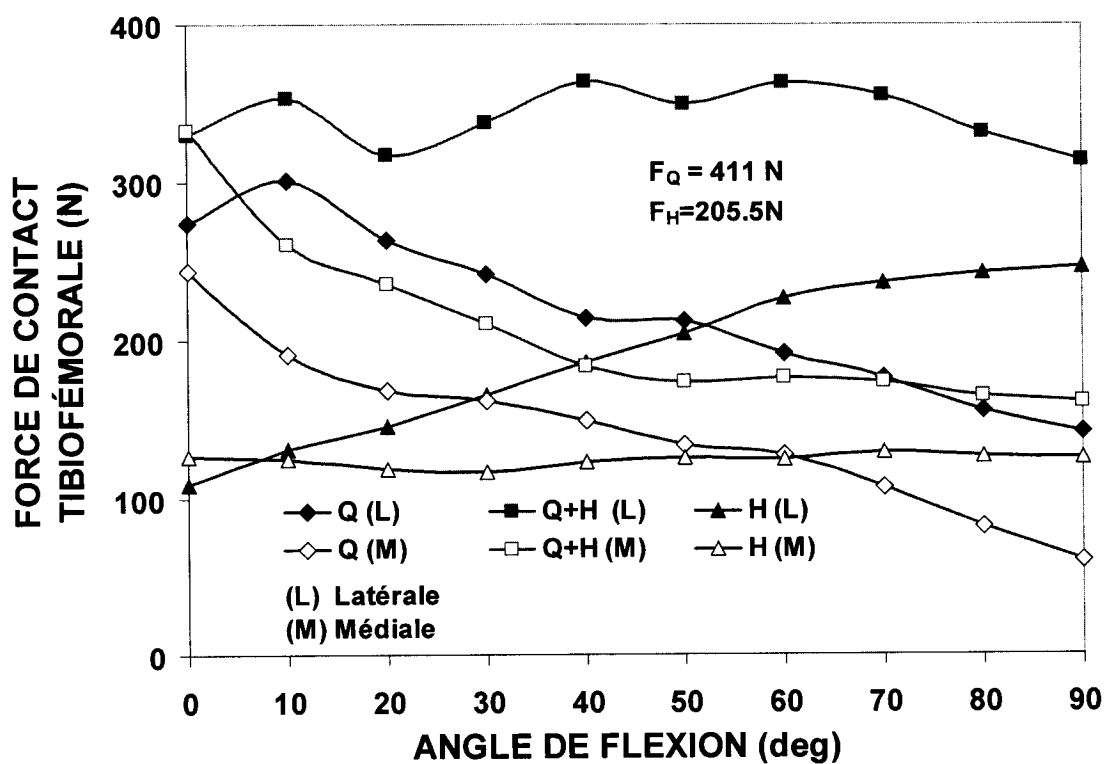


Figure A.2.32 : La force de contact fémoro-tibiale dans les compartiments médial (M) et latéral (L) sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{ N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{ N}/F_H=205.5\text{ N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{ N}$) à différents angles de flexion.

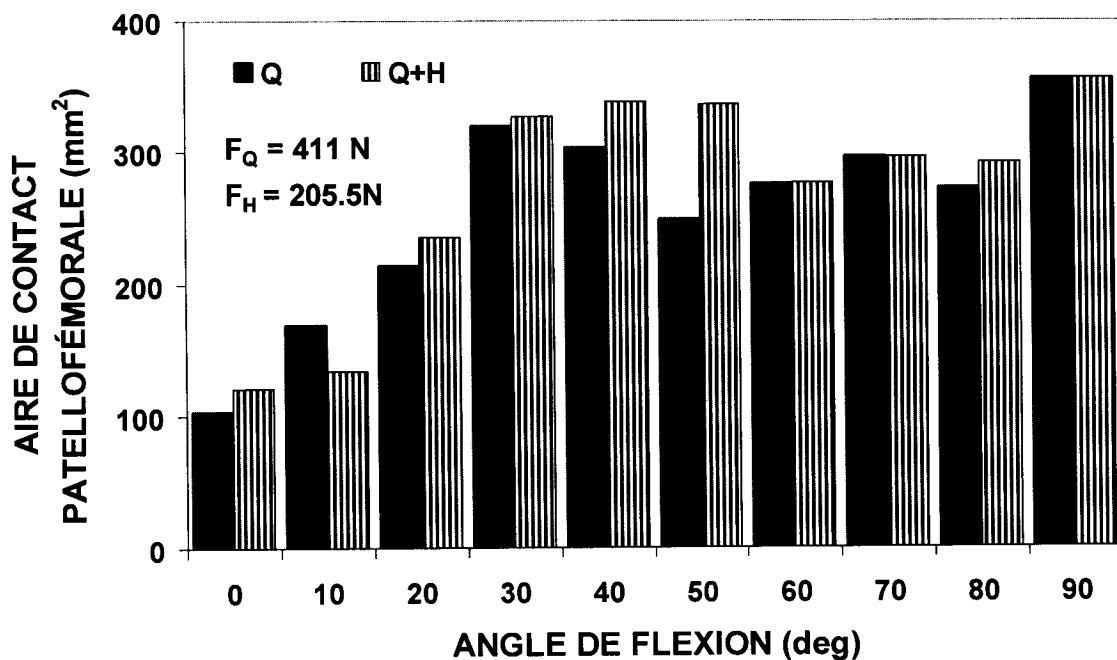


Figure A.2.33 : L'aire de contact fémoro-patellaire sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) et du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion.

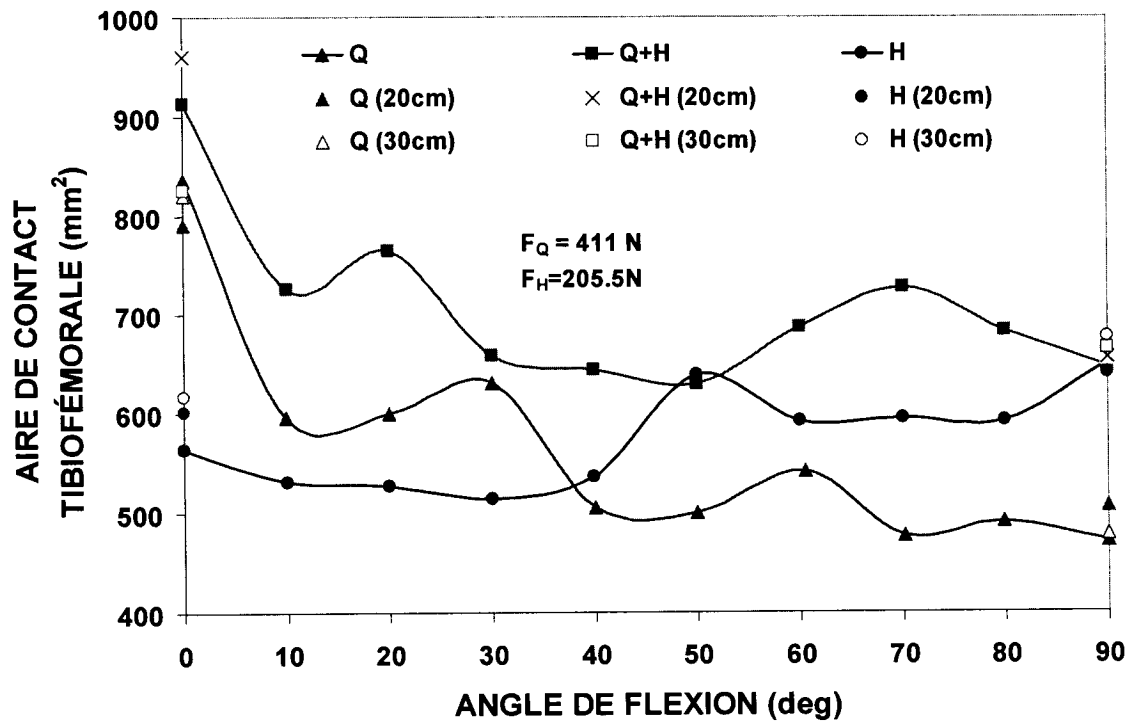


Figure A.2.34 : L'aire de contact fémoro-tibiale sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Pour chacun des cas de chargement, les résultats sont aussi présentés à 0° et à 90° quand les forces restreintes sont appliquées à 20cm et 30cm au dessous du contact articulaire fémoro-tibial.

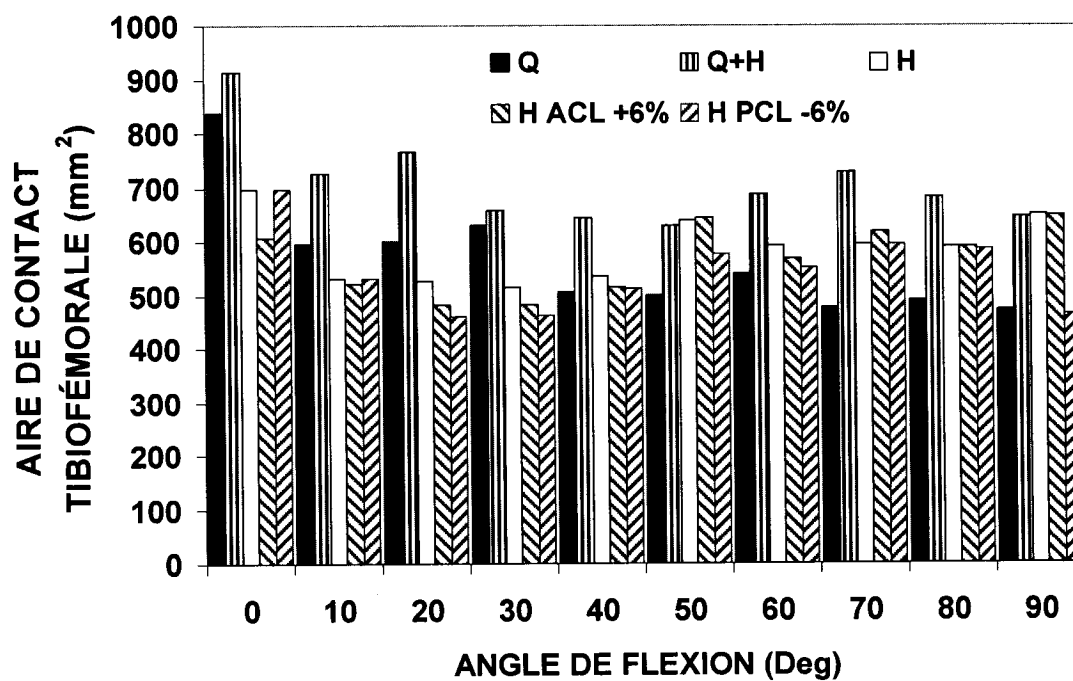


Figure A.2.35 : L'aire de contact fémoro-tibiale sous les chargements du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$), du chargement combiné du quadriceps et du hamstrings ($F_Q=411\text{N}/F_H=205.5\text{N}$), et du hamstrings seul ($F_H=205.5\text{N}$) à différents angles de flexion. Sous ce dernier chargement les résultats sont aussi présentés avec la variation de la déformation initiale des croisés.

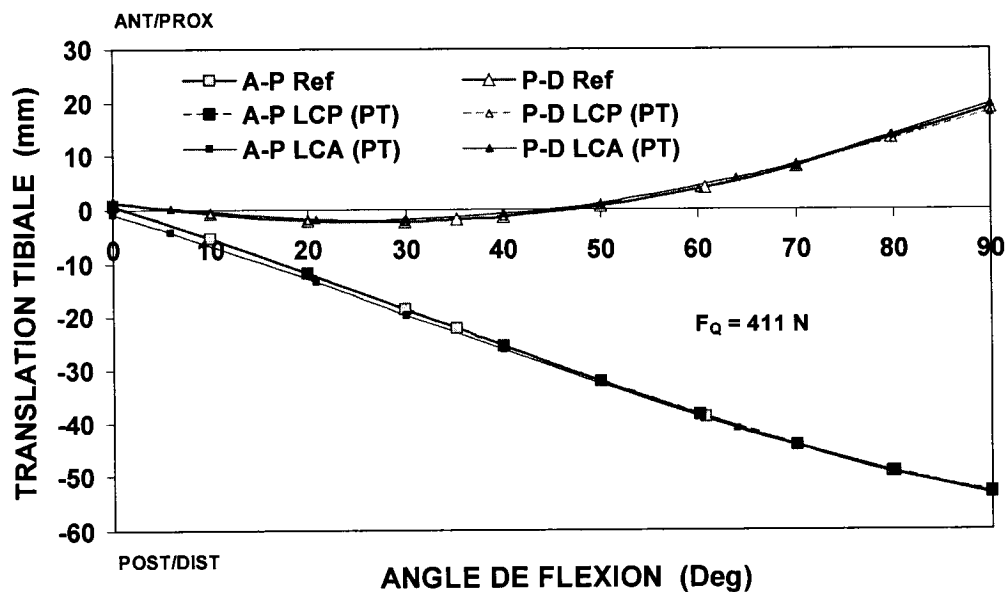


Figure A.2.36 : Translation tibiale sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

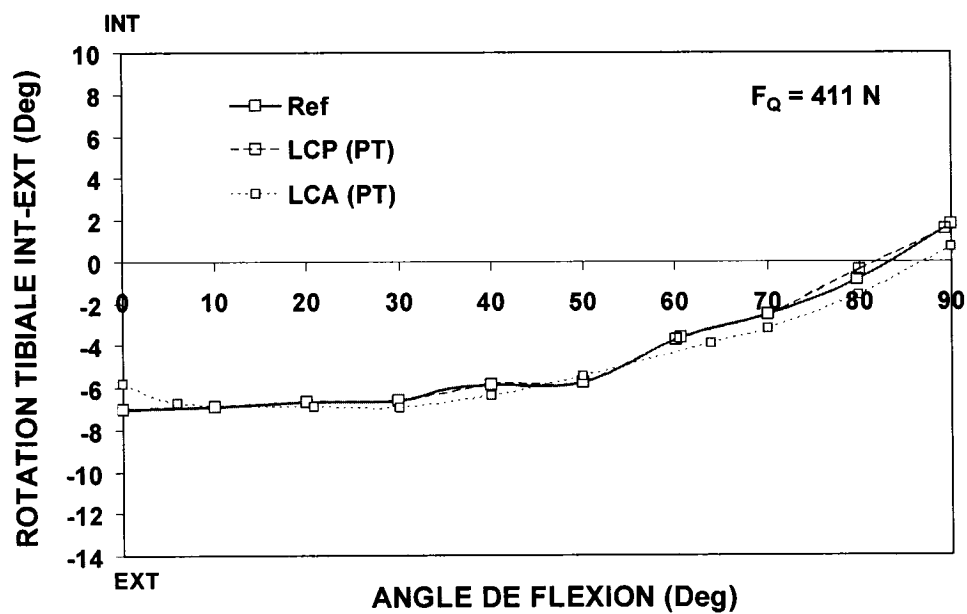


Figure A.2.37 : Rotation tibiale interne-externe sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

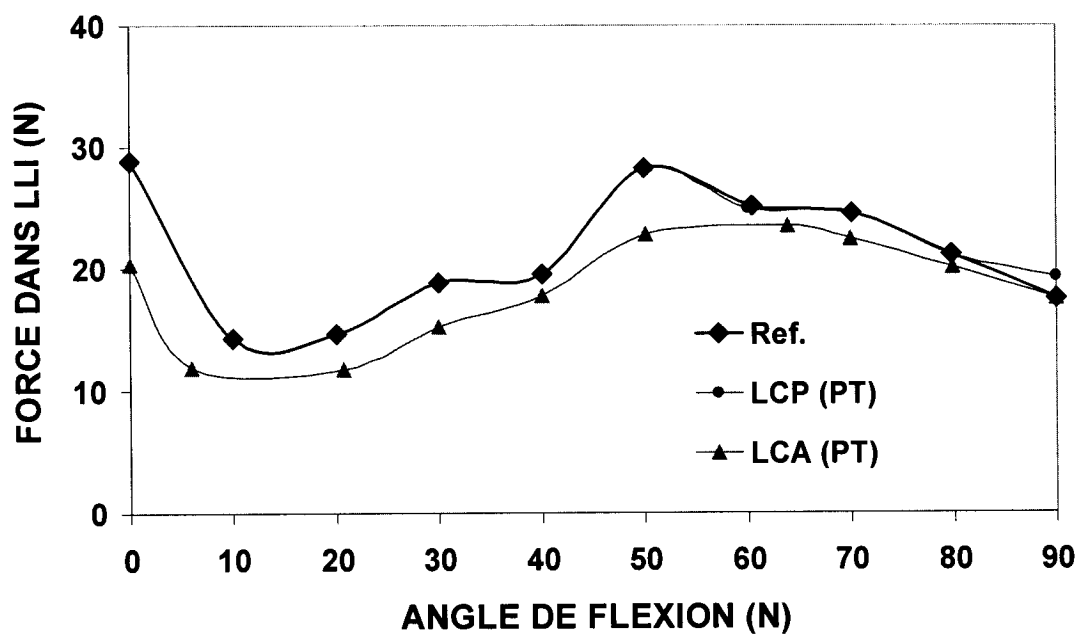


Figure A.2.38 : La force dans le ligament LLI sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

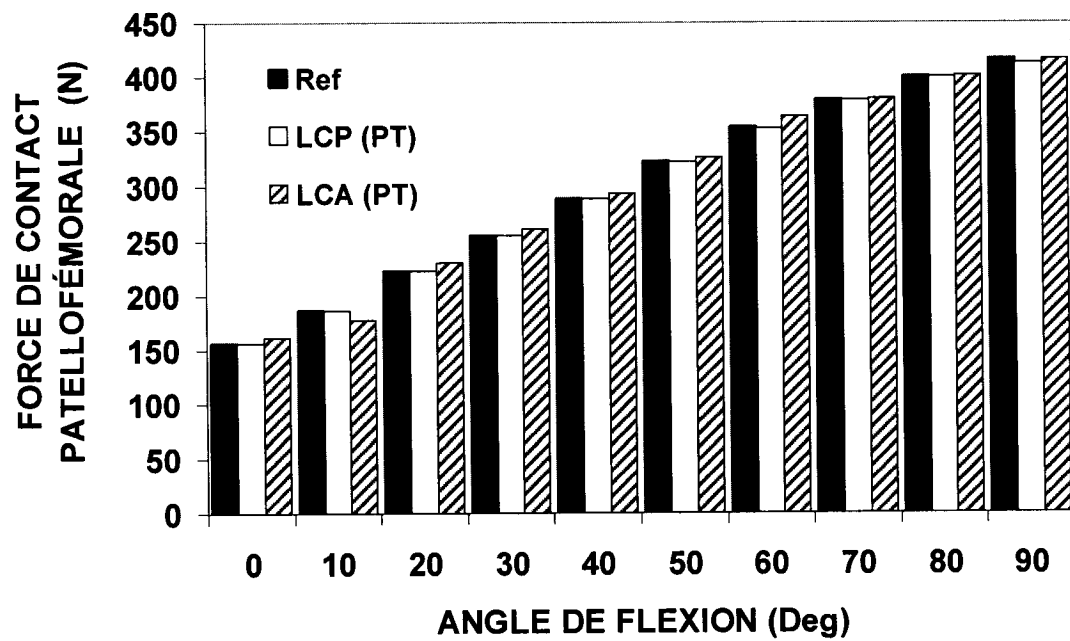


Figure A.2.39 : Force de contact fémoro-patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

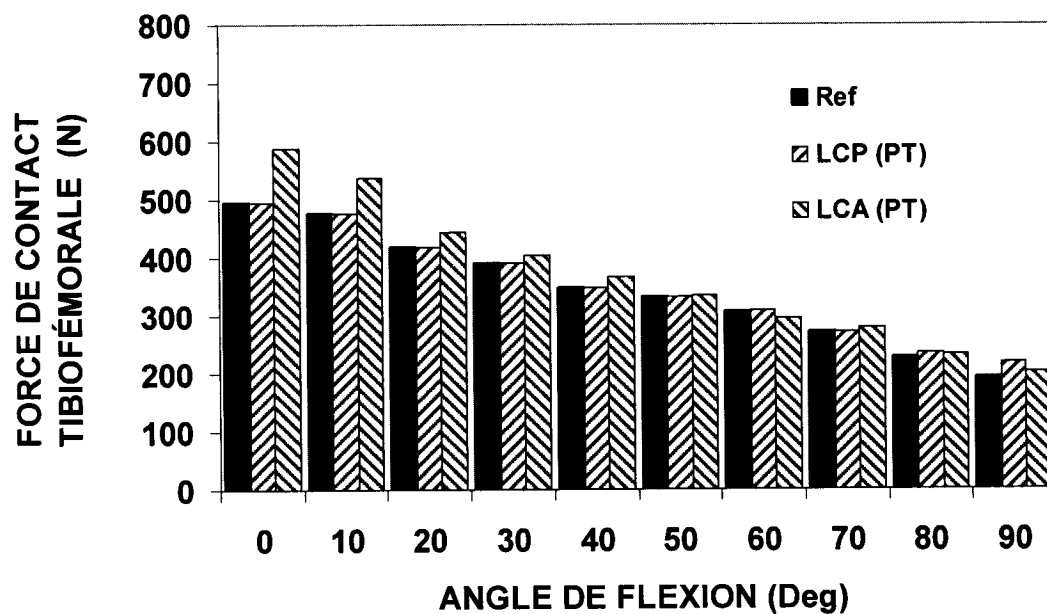


Figure A.2.40 : Aire de contact fémoro-tibiale sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

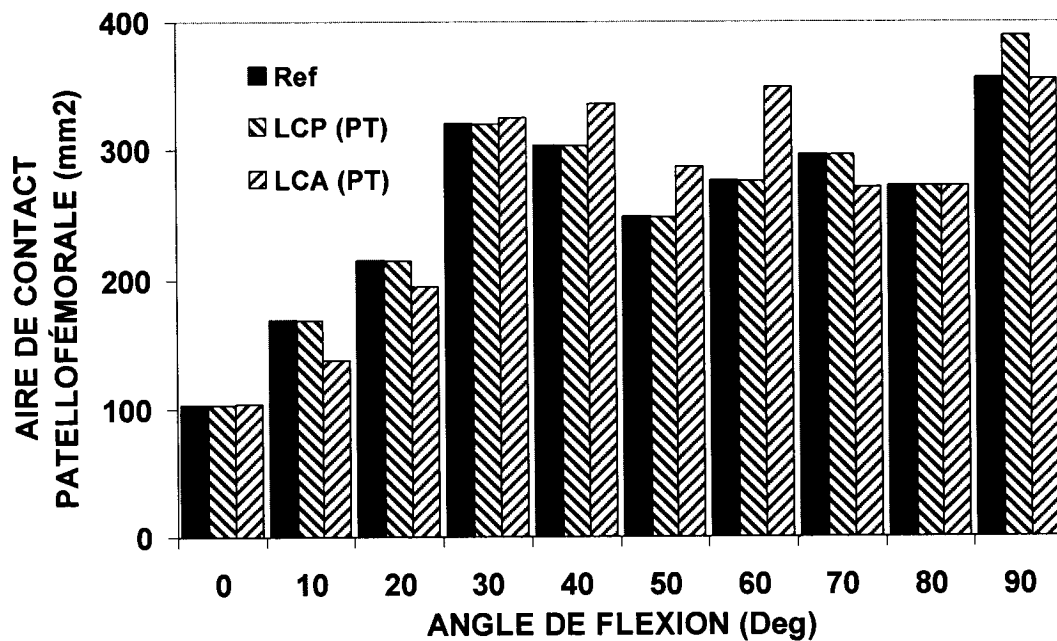


Figure A.2.41 : Aire de contact fémoro-patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

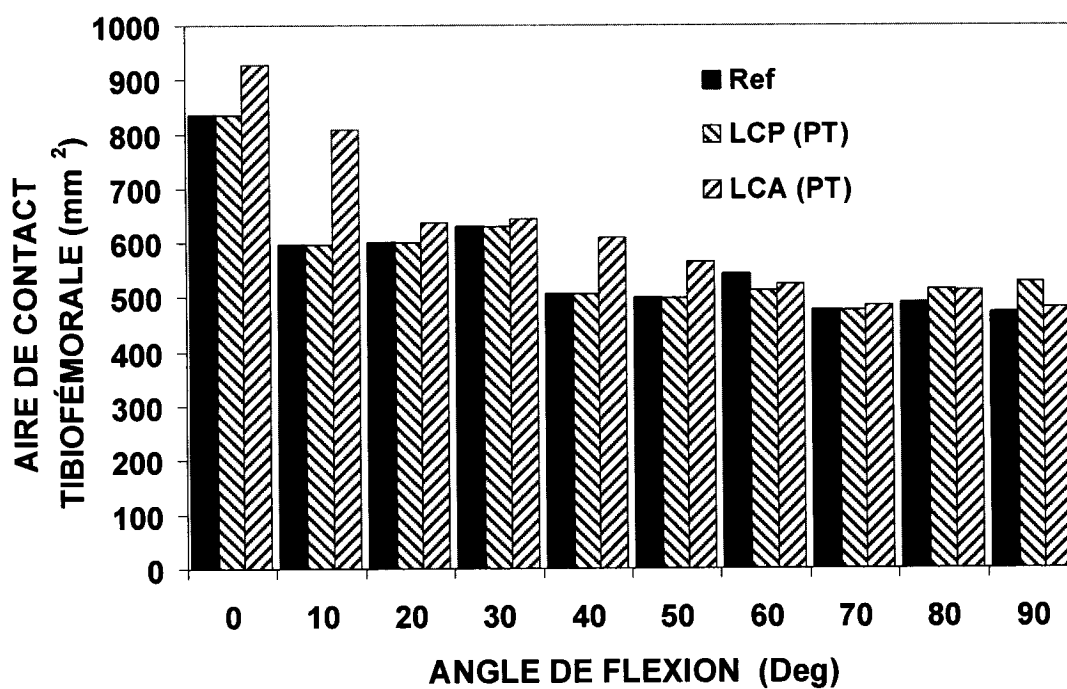


Figure A.2.42 : Aire de contact fémoro-tibiale patellaire sous le chargement du quadriceps seul ($F_Q=411\text{N}$) à différents angles de flexion dans le cas intact et dans le cas de remplacement des ligaments croisés LCA et le LCP par une structure du tendon rotulien PT.

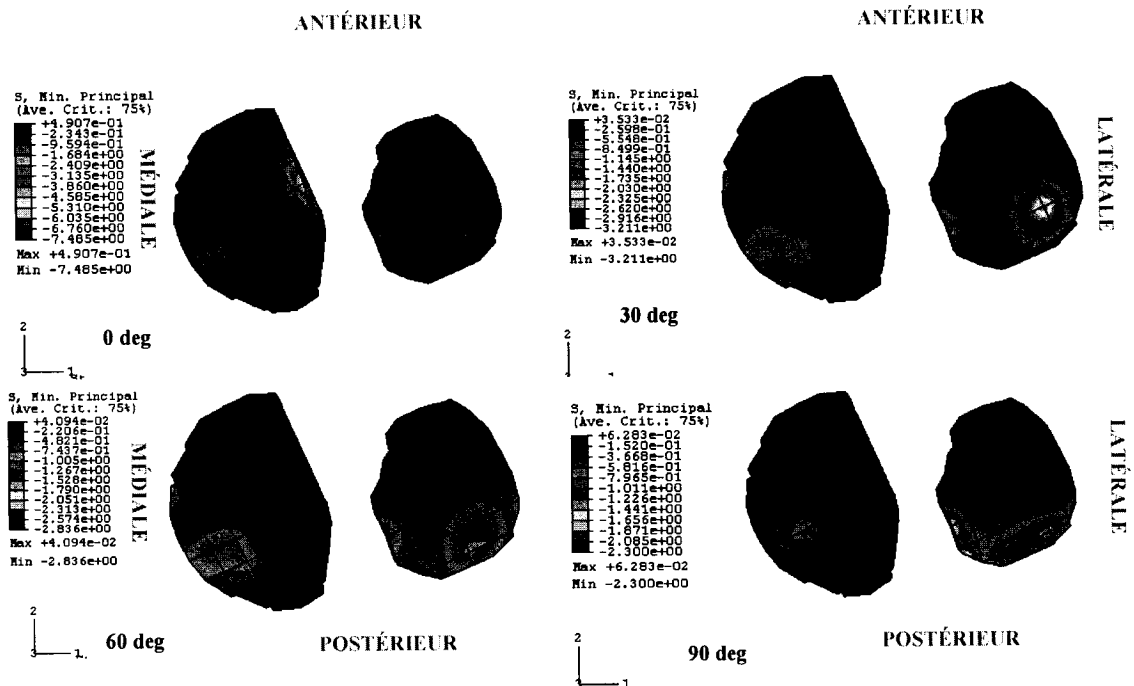
A.3 Contraintes dans les tissus mous :

Dans la partie qui suit, nous présentons les contraintes principales maximales en compression au niveau des cartilages articulaires ainsi que les ménisques pour les cas de chargements suivants :

1. Chargement individuel du quadriceps (F_Q) de 411N
2. Chargement individuel du hamstrings (F_H) de 205.5N
3. Chargement combiné du quadriceps et du hamstrings $F_Q = 411\text{N}$ et $F_H = 205.5\text{N}$

A.3.1 Chargement individuel du quadriceps de 411N

A.3.1.1 Contrainte dans le cartilage tibial pour les angles de flexion 0° , 30° , 60° et 90° .

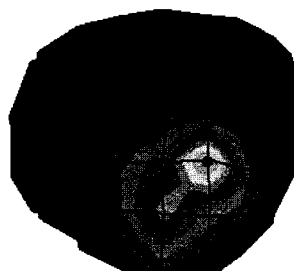


A.3.1.2 Contrainte dans la face postérieure du cartilage rotulien pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.

S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+8.396e-02
-1.291e-01
-3.422e-01
-5.553e-01
-7.684e-01
-9.814e-01
-1.195e+00
-1.408e+00
-1.621e+00
-1.834e+00
-2.047e+00
-2.260e+00

Max +8.396e-02
Min -2.260e+00

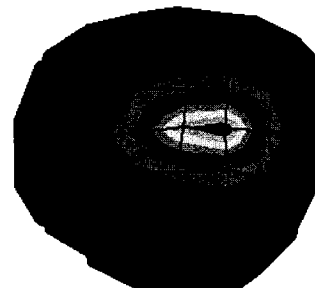


3
2 1. 0 deg

S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

-2.202e-03
-4.268e-01
-4.514e-01
-6.760e-01
-9.006e-01
-1.125e+00
-1.350e+00
-1.574e+00
-1.799e+00
-2.024e+00
-2.248e+00
-2.473e+00

Max -2.202e-03
Min -2.473e+00

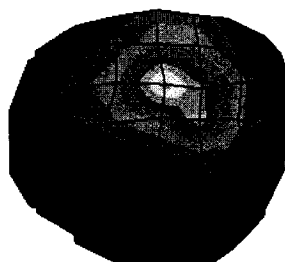


3
2 1. 30 deg

S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+1.416e-01
-2.258e-01
-5.931e-01
-9.605e-01
-1.328e+00
-1.695e+00
-2.063e+00
-2.430e+00
-2.797e+00
-3.165e+00
-3.532e+00
-3.899e+00

Max +1.416e-01
Min -3.899e+00

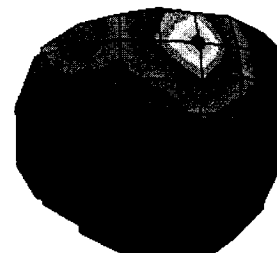


3
2 1. 60 deg

S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

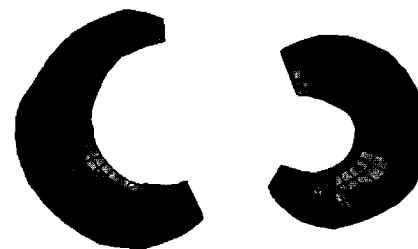
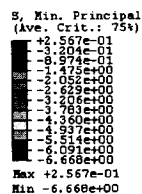
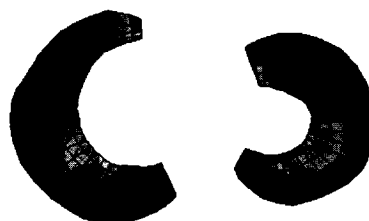
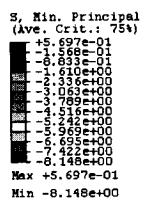
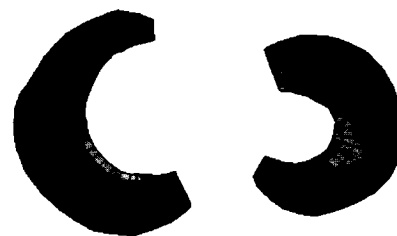
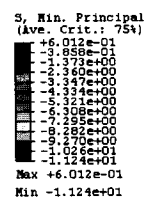
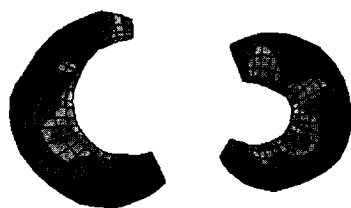
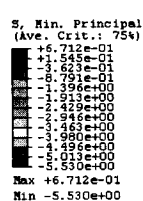
+2.462e-02
-3.055e-01
-6.356e-01
-9.656e-01
-1.296e+00
-1.626e+00
-1.956e+00
-2.286e+00
-2.616e+00
-2.946e+00
-3.276e+00
-3.606e+00

Max +2.462e-02
Min -3.606e+00



3
2 1. 90 deg

A.3.1.3 Contrainte dans les ménisques dans la face proximale pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.

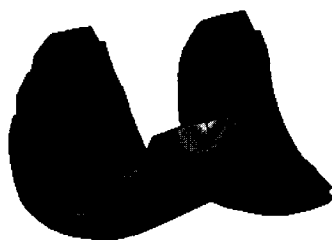


A.3.1.4 Contrainte dans le cartilage fémoral pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.

S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+4.199e-01
-3.570e-01
-1.134e+00
-1.911e+00
-2.688e+00
-3.464e+00
-4.241e+00
-5.018e+00
-5.795e+00
-6.572e+00
-7.349e+00
-8.126e+00

Max +4.199e-01
Min -8.126e+00



0 deg



S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+4.521e-01
+2.621e-02
-3.997e-01
-9.256e-01
-1.252e+00
-1.577e+00
-2.103e+00
-2.529e+00
-2.955e+00
-3.381e+00
-3.807e+00
-4.233e+00

Max +4.521e-01
Min -4.233e+00



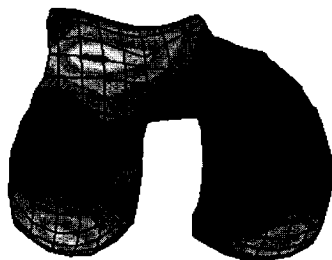
30 deg



S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+4.283e-01
+9.217e-02
-2.439e-01
-5.800e-01
-9.161e-01
-1.252e+00
-1.588e+00
-1.924e+00
-2.261e+00
-2.597e+00
-2.933e+00
-3.269e+00

Max +4.283e-01
Min -3.269e+00



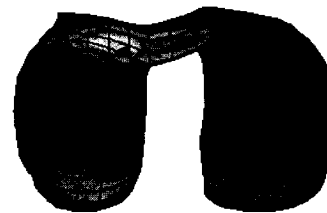
60 deg



S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+2.328e-01
-1.263e-01
-4.855e-01
-8.446e-01
-1.204e+00
-1.563e+00
-1.922e+00
-2.281e+00
-2.640e+00
-3.000e+00
-3.359e+00
-3.718e+00

Max +2.328e-01
Min -3.718e+00

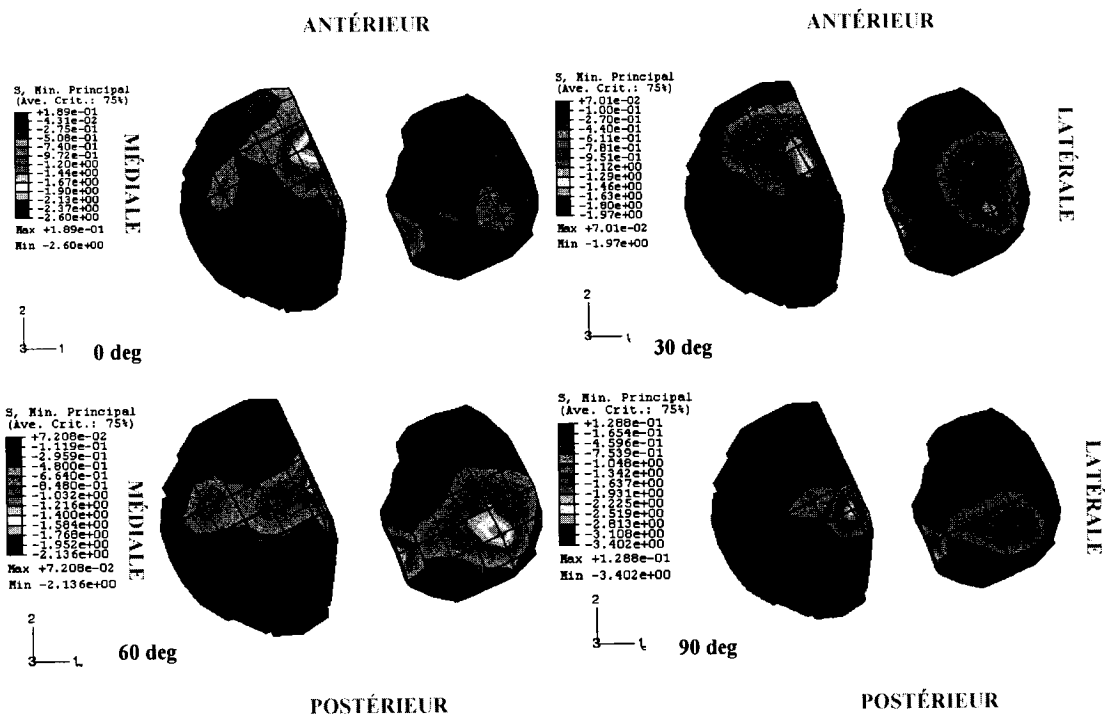


90 deg



A.3.2. Chargement individuel du hamstrings de 205.5N

A.3.2.1 Contrainte dans le cartilage tibial pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.



A.3.2.2 Contrainte dans les ménisques pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.

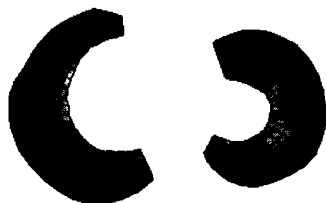
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+3.97e-01
-1.18e-01
-6.34e-01
-1.15e+00
-1.66e+00
-2.18e+00
-2.70e+00
-3.23e+00
-3.73e+00
-4.24e+00
-4.76e+00
-5.27e+00
-5.79e+00

Max +3.97e-01
Min -5.79e+00



0 deg



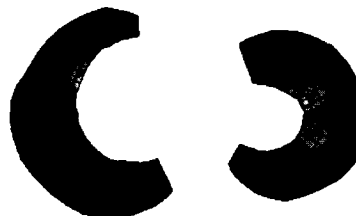
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+7.31e-01
-7.19e-01
-1.50e+00
-2.68e+00
-3.72e+00
-4.47e+00
-5.21e+00
-5.95e+00
-6.69e+00
-7.44e+00
-8.18e+00

Max +7.31e-01
Min -8.18e+00



30 deg



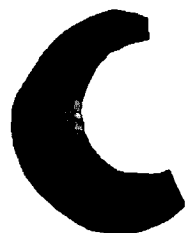
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+5.76e-01
-3.49e-01
-1.42e+00
-2.18e+00
-2.93e+00
-3.68e+00
-4.43e+00
-5.18e+00
-5.93e+00
-6.68e+00
-7.43e+00
-8.18e+00
-8.93e+00
-9.68e+00
-1.04e+01

Max +5.76e-01
Min -1.04e+01



60 deg



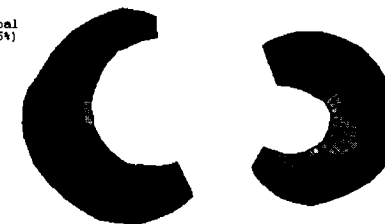
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+5.50e-01
-1.26e-01
-9.24e-01
-1.67e+00
-2.39e+00
-3.11e+00
-3.83e+00
-4.55e+00
-5.27e+00
-6.00e+00
-6.72e+00
-7.44e+00
-8.16e+00
-8.88e+00
-9.60e+00
-1.03e+01

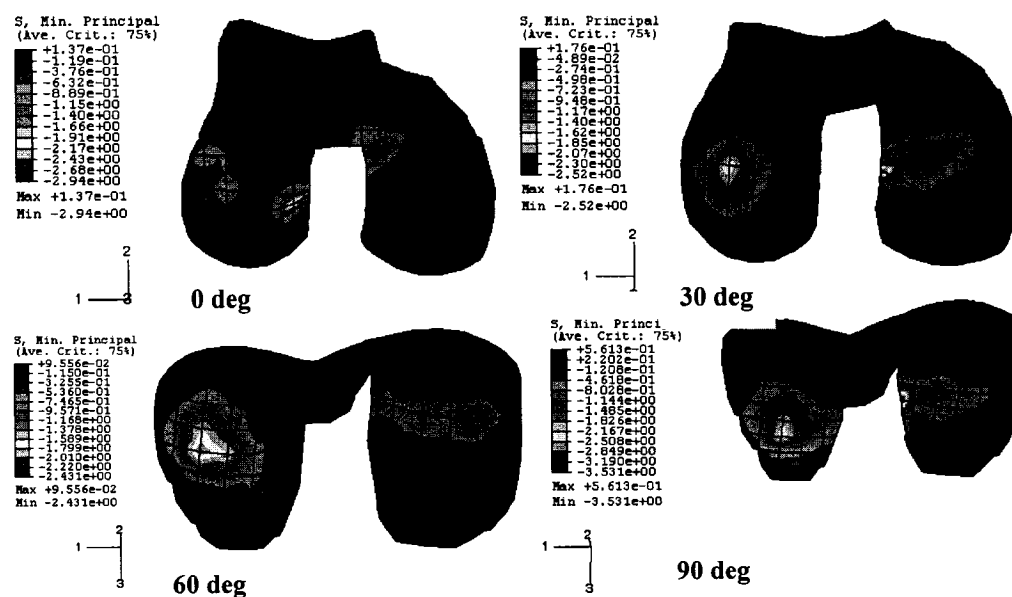
Max +5.50e-01
Min -1.03e+01



90 deg

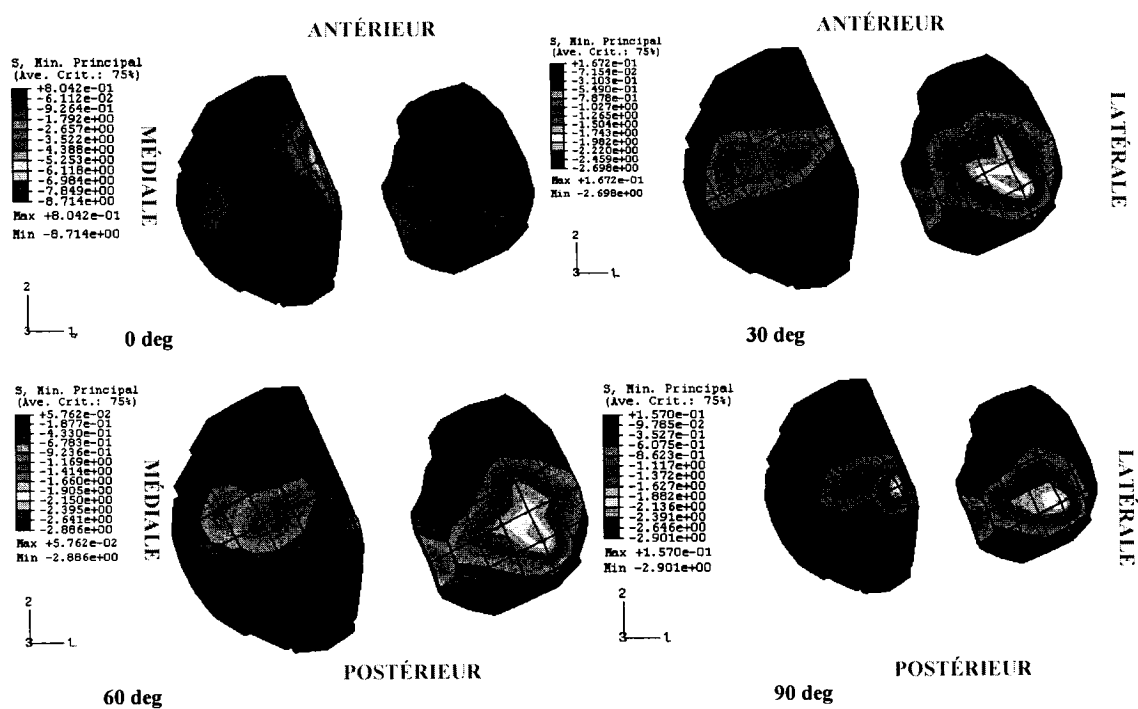


A.3.2.3 Contrainte dans le cartilage fémoral pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.



A.3.3. Chargement combiné du quadriceps (411N) et du hamstrings (205.5N)

A.3.3.1 Contrainte dans le cartilage tibial pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.



A.3.3.2 Contrainte dans le cartilage rotulien pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.

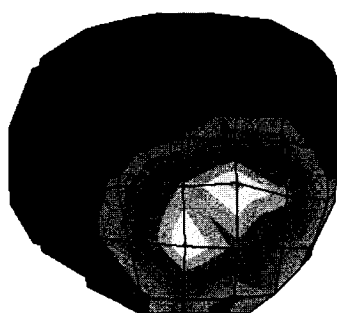
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+1.340e-01
-1.273e-03
-3.365e-01
-2.718e-01
-4.070e-01
-5.420e-01
-6.775e-01
-8.128e-01
-9.481e-01
-1.083e+00
-1.219e+00
-1.354e+00
-1.489e+00

Max +1.340e-01
Min -1.489e+00

3
2

0 deg



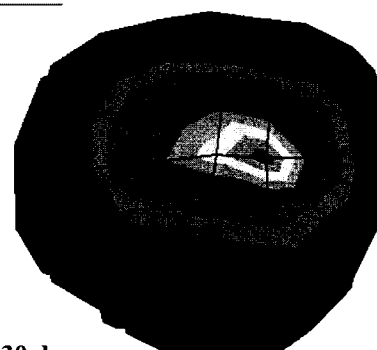
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+1.200e-01
-1.040e-01
-3.281e-01
-5.521e-01
-7.761e-01
-1.000e+00
-1.224e+00
-1.448e+00
-1.672e+00
-1.896e+00
-2.120e+00
-2.344e+00
-2.568e+00

Max +1.200e-01
Min -2.568e+00

3
2

30 deg



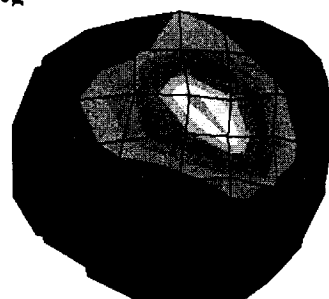
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+1.741e-01
-1.367e-01
-4.475e-01
-7.583e-01
-1.069e+00
-1.380e+00
-1.691e+00
-2.001e+00
-2.312e+00
-2.623e+00
-2.934e+00
-3.245e+00
-3.555e+00

Max +1.741e-01
Min -3.555e+00

3
2

60 deg



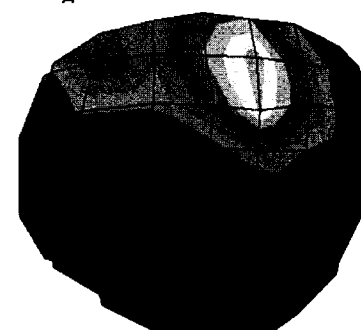
S, Min. Principal
(Ave. Crit.: 75%)

+5.100e-03
-5.599e-01
-5.248e-01
-7.898e-01
-1.055e+00
-1.320e+00
-1.580e+00
-1.850e+00
-2.113e+00
-2.380e+00
-2.645e+00
-2.910e+00
-3.175e+00

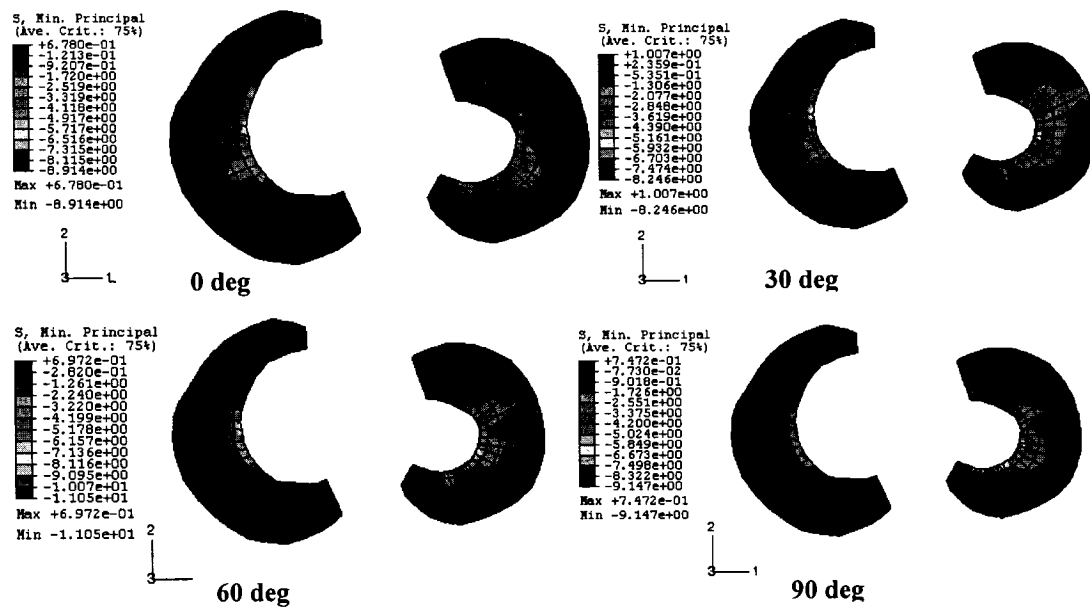
Max +5.100e-03
Min -3.175e+00

3
2

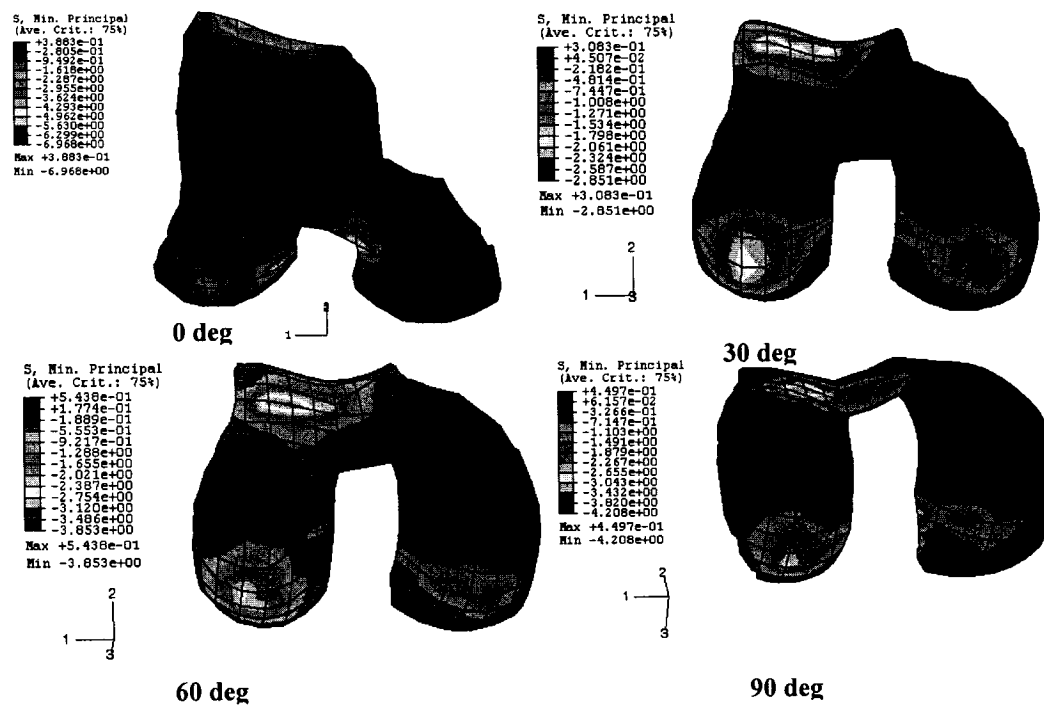
90 deg



A.3.3.3 Contrainte dans les ménisques pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.



A.3.3.4 Contrainte dans le cartilage fémoral pour les angles de flexion 0°, 30°, 60° et 90°.



A.4 Niveaux de maillage

	Niveaux de raffinement du maillage											
	niveau 1				niveau 2				niveau 3			
Nombre d'éléments à 8-node solide	Tib	Men	Fem	pat	Tib	Men	Fem	Pat	Tib	Men	Fem	Pat
	162	424	244	49	162	424	244	392	648	424	976	392
	Totale : 879 éléments				Totale : 1222 éléments				Totale : 2440 éléments			
Nombre d'éléments ressort non linéaire dans le modèle	Collagène	LCA	LLE	LCP	LLI	PT	MPFL	LPFL	Quad./Ham			
	1212	6	3	6	20	9	4	3	3 / 3			
	Totale : 1266 éléments ressorts non linéaires											

Tableau A.4.1 : Les différents niveaux de maillage qui ont été pris en considération lors de ce travail. Le tableau présente le nombre d'éléments solides à 8 nœuds et les éléments ressorts non linéaires. Cartilage tibiale (Tib), ménisques (Men), Fémur (Fem) et cartilage rotulien (Pat).

A.5 Cinématique et réponses ligamentaires des modèles raffinés, relatifs aux niveaux de maillage présentés au Tableau A.4.1

Niveau de maillage	Flexion (°)	Cinématique de la rotule			Cin. du Tibia		Force (N)		Contact rotule-fémur
		A-P	P-D	Ext-Flex	A-P	I-E	ACL	Tendon	
1	0°	0.15	2.8	-3.1	1.86	-3.2	85.0	130.4	65.2
2		0.1	2.8	-2.8	1.85	-3.2	84.1	127.9	65.0
3		0.15	2.7	-3.3	1.9	-3.6	89.4	131.7	64.9
1	20°	-2.5	-12.9	-18.2	-10.5	-4.1	43.1	126.5	77.3
2		-2.8	-13.0	-18.5	-10.5	-4.1	43.2	126.7	77.6
3		-2.5	-12.9	-17.7	-10.1	-4.2	54.0	127.6	78.3
1	30°	-6.3	-19.5	-25.7	-17.2	-3.5	22.8	118.0	87.2
2		-6.4	-19.4	-25.2	-17.0	-3.8	26.8	118.0	87.3
3		-6.2	-19.5	-25.5	-17.0	-4.2	26.7	118.5	87.8
1	40°	-11.1	-25.1	-32.9	-23.8	-2.0	15.8	109.0	97.5
2		-11.3	-25.0	-32.8	-23.7	-2.8	15.9	113.0	97.5
3		-10.9	-25.3	-33.1	-23.7	-3.0	15.0	110.0	97.6
1	60°	-23.0	-33.6	-43.7	-36.3	0.96	7.15	78.9	118.3
2		-22.9	-33.4	-44.3	-36.4	0.73	6.25	80.8	118.2
3		-23.0	-33.8	-42.8	-36.3	0.75	8.15	77.8	118.1

Tableau A.5.1: différents valeurs concernant la cinématique de la rotule et du tibia ainsi que les réponses ligamentaires des modèles raffinés, relatifs aux niveaux de maillage présentés au Tableau A.4.1 à différents angles de flexion.