

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

EFFET DE LA FORCE DE COMPRESSION SUR LA RÉPONSE PASSIVE DE  
L'ARTICULATION DU GENOU : UNE ÉTUDE NUMÉRIQUE NON-LINÉAIRE

HAFEDH MAROUANE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE MÉCANIQUE)

NOVEMBRE 2012

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

EFFET DE LA FORCE DE COMPRESSION SUR LA RÉPONSE PASSIVE DE  
L'ARTICULATION DU GENOU: UNE ÉTUDE NUMÉRIQUE NON-LINÉAIRE

présenté par : MAROUANE Hafedh

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

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

M. LAKIS Aouni A., Ph.D., président

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

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., membre

## DÉDICACE

À mes parents

À mes frères et sœurs

À toutes les personnes que j'aime...

## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur Aboufazl Shirazi-Adl, mon directeur de recherche, pour m'avoir donné la possibilité d'accomplir ce travail, pour sa grande rigueur scientifique et pour son encadrement très efficace. Je tiens particulièrement à le remercier pour la grande liberté qu'il m'a accordée et pour son soutien et ses conseils qui m'ont été d'une grande utilité dans la réalisation de ce travail.

Je tiens également à adresser mes remerciements les plus profonds à Messieurs Aouni Lakis et L'hocine Yahia, professeurs au département de génie mécanique, pour avoir accepté de faire partie de mon jury d'examen de ce mémoire.

J'adresse mes remerciements particuliers à mon cher ami Malek Adouni, étudiant en PhD au département de génie mécanique, pour avoir mis à ma disposition son temps et son expérience dans le domaine.

Je remercie également la mission universitaire de Tunisie en Amérique du Nord (MUTAN) et le conseil de recherches en sciences naturelles et en génie (CRSNG) pour leurs apports financiers à la réalisation de la présente étude.

Enfin, je tiens à remercier tous ceux qui se sont intéressés à mon travail, qui m'ont soutenu et encouragé au cours de cette belle aventure. À ma famille, mes parents, mes sœurs, mes frères, mes amis et tous ceux que j'aime...

## RÉSUMÉ

Le genou humain suscite depuis de nombreuses années l'intérêt, au sens biomécanique, des chercheurs. Cette structure est l'une des articulations biologiques les plus complexes du corps humain, à la fois mobile, flexible, solide et résistante. Elle présente, en effet, le paradoxe de devoir assurer des fonctions antagonistes comme celle de transmettre des charges très importantes et celle d'assurer la mobilité de la jambe par rapport à la cuisse. Elle est aussi susceptible d'être soumise à diverses blessures en raison de son emplacement exposé, de ses grands déplacements relatifs et en raison des charges importantes qu'elle supporte, à savoir le poids du corps humain et les charges associées aux mouvements. Dans certaines activités physiques, la force de compression sur le joint du genou peut atteindre 7 fois le poids du corps humain. Ces charges sont plus importantes durant la pratique de certains sports de performance comme le football ou le hockey, ce qui fait du genou l'articulation la plus exposée aux traumatismes, luxations, entorses et processus dégénératifs du cartilage. Kurtz et al., (2007) ont prévu qu'entre 2005 et 2030, les demandes sur les prothèses totales des genoux aux États-Unis devraient augmenter à 3.48 millions. En outre, chaque année aux États-Unis, plus de 10.8 millions de personnes consultent les chirurgiens orthopédiques pour des problèmes au genou (American Academy of Orthopaedic Surgeons [AAOS]).

Une bonne compréhension de la biomécanique de l'articulation du genou est donc nécessaire pour améliorer à la fois la prévention et le traitement de ces blessures. Pour ce faire, plusieurs modèles analytiques et d'éléments finis (EF) avec différents degrés de précision et de raffinement ont été élaborés. Ils se sont présentés comme une alternative fiable aux méthodes expérimentales qui ont des limitations majeures, principalement liées à leurs coûts élevés, les difficultés liées aux précisions des mesures (contrainte et déplacement) et à la reproduction parfois impossible de certaines situations naturelles. En outre, les modèles EF se sont révélés être en mesure de fournir un éclaircissement précieux sur la biomécanique articulaire, les effets des différents paramètres impliqués et les propriétés mécaniques des tissus biologiques, tout en réduisant le coût et le temps.

Un grand nombre d'études ont tenté d'estimer les forces et les moments dans l'articulation du genou lors de diverses activités. Plusieurs approches ont été utilisées pour relier la cinématique et les forces extérieures du genou aux efforts internes et forces de contact du joint,

les plus populaires étant la dynamique inverse combinée avec soit l'optimisation statique, soit une méthode basée sur l'électromyographie (EMG). Toutefois, ces approches ont négligé la contribution passive de l'articulation, ce qui pourrait en général sous-estimer les forces musculaires. Aussi, cette contribution devrait augmenter en présence d'une force de compression. À notre connaissance, il n'existe aucun travail qui s'est intéressé aux prévisions des moments passifs dans l'articulation du genou en présence d'une force de compression. Ainsi, sous le même type de chargement, la rigidité et la laxité du joint du genou constituent-elles des facteurs importants à déterminer, du fait qu'elles sont souvent associées à la performance et au risque des blessures.

Partant de ce fait, et en se basant sur un modèle EF 3D existant (Adouni & Shirazi-Adl, 2009; Bendjaballah, Shirazi-Adl, & Zukor, 1995; Moglo & Shirazi-Adl, 2005), nous avons étudié dans le présent travail l'effet de la force de compression sur la rigidité et les moments passifs de l'articulation du genou. Le modèle représente le plus fidèlement possible l'articulation tibio-fémorale avec les deux structures osseuses (tibia et fémur), leurs couches de cartilage articulaire, les deux ménisques et les principaux ligaments (deux croisés et deux latéraux). Une représentation du corps rigide a été considérée pour chacune des structures osseuses, ce qui offre une précision et un temps de calcul meilleur dans une telle analyse non-linéaire. Ce choix est dû à leur rigidité qui est plus grande comparée à celle des tissus mous (Haut Donahue & Hull, 2002). Le fémur a été représenté par un nœud primaire (PR-F) situé en son centre entre les deux épicondyles fémoraux. Les couches du cartilage articulaire ont été supposées isotropes, homogènes et élastiques. Les ménisques ont été modélisés par un matériau composite avec une matrice isotrope linéaire renforcée dans les directions radiales et circonférentielles par des réseaux de fibres de collagène qui ont des propriétés matérielles non linéaires (c.-à-d. rigide en traction et sans résistance en compression). Les éléments uni-axiaux qui constituent les ligaments sont définis avec des pourcentages différents de pré-tension et un comportement non linéaire en tension de matériaux (sans résistance en compression). Un autre modèle plus raffiné (Adouni, Shirazi-Adl, & Shirazi, 2012), avec des couches de cartilage modélisées comme des matériaux composites aux propriétés non linéaires dépendantes de la profondeur du cartilage, a aussi été utilisé dans le but de comparer et de valider les résultats.

La réponse passive de l'articulation du genou a été étudiée dans quatre angles de flexion; de 0° à 45° avec un incrément de 15°, sous l'action d'une force de compression allant jusqu'à

1800N (nulle dans certaines analyses). Le joint s'équilibre initialement sous le seul effet des déformations ou contraintes initiales prescrites dans les ligaments. La configuration ainsi obtenue est choisie comme position de référence. Le fémur est ensuite fléchi autour de son axe médial-latéral à l'angle de flexion souhaité ( $0^\circ$ -  $45^\circ$ ) et fixé par la suite dans toutes les directions. Cependant, le tibia a été laissé libre sans contraintes. Afin d'éviter les moments d'artefact (artifact moments) la force de compression est appliquée à un point que l'on appelle MBP ('Mechanical Balance Point') et que l'on trouve suite à plusieurs itérations visant à ne pas générer des rotations flexion-extension et varus-valgus. Les coordonnées de ce point varient avec l'angle de flexion et la force de compression appliquée. En effet, il se déplace médialement avec la force de compression et postérieurement lorsque le fémur fléchi de  $0^\circ$  à  $15^\circ$ .

Pour chacune des configurations étudiées (genou fléchi et force de compression appliquée au MBP correspondant), les moments passifs de l'articulation tibio-fémorale ont été comptés au nœud primaire du fémur situé entre les centres des deux épicondyles fémoraux, pris comme centre de l'articulation dans les modèles musculo-squelettiques de la marche humaine. Pour tous les angles de flexion, le moment de résistance en flexion augmente avec la force de compression et atteint un maximum de 12.68 Nm à  $30^\circ$  avec 1800 N. Par contre, le moment de résistance en valgus est maximal en pleine extension atteignant 22 Nm à  $0^\circ$  avec 1800 N et varie d'environ 5 Nm à 10 Nm pour les autres angles de flexion.

Ensuite, la rigidité instantanée de l'articulation tibio-fémorale a été étudiée dans les deux plans; sagittal et frontal, en appliquant des perturbations linéaires à la configuration finale déformée (force de compression appliquée au MBP correspondant). Le fémur reste toujours fixe, avec une rotation infinitésimale ( $0.001^\circ$ ) appliquée dans les deux plans sagittal et frontal, au centre de rotation du tibia qui est défini également par le MBP. Les autres degrés de liberté du tibia ont été fixés. Pour chaque configuration étudiée (force/angle), les valeurs des rigidités instantanées correspondantes ont été déterminées comme étant le rapport des moments requis sur les rotations infinitésimales appliquées. Ces valeurs, dans les deux plans sagittal et frontal, augmentent considérablement avec la force de compression pour tous les angles de flexion. Toutefois, la rigidité instantanée dans le plan frontal est plus grande que celle trouvée dans le plan sagittal. Pour une force de compression de 1800N, la rigidité instantanée dans le plan sagittal varie entre 1.36 et 3.09 Nm/deg, tandis-que celle dans le plan frontal varie entre 16.06 et 19.65 Nm/deg.

Enfin, la réponse en varus-valgus de l'articulation du genou chargée et non chargée, a été étudiée en plein extension, sous des moments en varus-valgus allant jusqu'à 20Nm appliqués au MBP associé à chacune des forces de compression. Le fémur est resté fixe et le tibia a été laissé sans contrainte dans les trois translations, avec la rotation interne-externe fixe. Une réponse non-linéaire a été ainsi observée. Dans le cas du genou non chargé en compression, les ligaments latéraux sont les restrictions primaires contre les moments appliqués. Cependant, l'apport résistif de ces ligaments diminue considérablement avec la présence de la force de compression. Un autre cas a été analysé avec la rotation interne-externe du tibia libre.

Les résultats obtenus lors de ce travail touchent plusieurs aspects de la biomécanique du genou. Ils permettent, entre autres, de faire une corrélation entre la cinématique du joint et le mécanisme de transfert de charges qui en découlent. Ces résultats sont généralement en accord avec la littérature, suggérant une bonne performance du modèle EF utilisé. La localisation des MBP nous a permis d'appliquer la force de compression dans la position la plus idéale (position d'équilibre mécanique). Cette position demeure aussi appropriée pour nos prédictions concernant les rigidités instantanées. Il a été montré que les moments de résistance passifs et les rigidités instantanées augmentent significativement avec la force de compression. En outre, nos analyses ont mis en évidence la nécessité de prendre en compte des moments de résistances passifs lorsqu'on essaie d'estimer les forces musculaires et les charges dans l'articulation du genou (principalement dans les modèles musculo-squelettiques).



## ABSTRACT

The human knee has attracted for many years the interest of researchers. This structure is one of the most complex articulations of the human body, being at the same time mobile, flexible, rigid and durable. It presents, in fact, the paradox of having to perform apparently opposing functions such as carrying large loads while ensuring the mobility of the lower extremity. It is highly susceptible to injury due to its exposed location, its large relative displacements and loads that it supports. In some physical activities, the compression force on the knee joint can reach 7 times the body weight. These loads are higher during certain sports like football or hockey, which make the knee joint as the articulation most exposed to traumatism, dislocations, sprains and degenerative processes. Kurtz et al (2007) in their predictions suggested that between 2005 and 2030, the annual demand on total knee prostheses in United States is expected to increase to 3.48 million. In addition, every year in the United States, more than 10.8 million people visit orthopedic surgeons for knee problems (American Academy of Orthopaedic Surgeons [AAOS]).

A good understanding of the biomechanics of the knee joint is therefore necessary to improve the prevention and treatment procedures of these injuries. In response, several analytical and finite element (FE) models with different degrees of precision and refinement have been developed. They are considered as a reliable alternative to experimental methods that face have major limitations, mainly related to their high costs, difficulties related to measurement accuracy (stress and displacement) and reproduction of some physiological situations. FE models have proven useful in providing valuable information on joint biomechanics, the effects of various parameters involved and the mechanical properties of biological tissues.

A large number of studies have attempted to estimate the loads and moments in the knee joint during various activities. Several approaches have been used to relate the knee kinematics and external loads to joint contact loads, the most popular being the inverse dynamics combined with either the static optimization or EMG-driven methods. However, these approaches do not take into account the passive contribution in the knee joint which could over-estimate the computed muscle forces and hence joint internal loads. This passive contribution is also expected to alter as a function of the joint compression force. To our knowledge, there is no work to predict the passive moments in the knee joint in the presence of compressive loads. The tangent

stiffness and laxity (moment vs rotation) of the knee joint are also important to determine as they influence joint performance and stability and are often associated with the risk of injury.

In response and based on a 3D FE model (Adouni & Shirazi-Adl, 2009; Bendjaballah et al., 1995; Moglo & Shirazi-Adl, 2005), we investigated in the present work the effect of compressive load on the stiffness and passive resistant moments of the knee joint. This model represents the tibio-femoral articulation with the two bony structures (tibia and femur), their articular cartilage layers, both menisci and major ligaments (two cruciate and two collateral). A rigid body representation was considered for each bony structure, which provides for precision and best computation time in these nonlinear analyses. This choice is justified due to their much greater stiffness compared with joint soft tissues (Haut Donahue & Hull, 2002). The femur was represented by a primary node (PR-F) located between the femoral epicondylar centers. Menisci are modeled as nonhomogeneous composite material with a linear isotropic matrix reinforced by nonlinear radial and circumferential collagen fibers. Ligaments are each modeled by a number of uniaxial elements with different prestrain or pretension values and nonlinear material properties (no compression). The cartilage layers are simulated by a homogeneous isotropic linear material. In addition and for the sake of validation, a more refined model (Adouni et al., 2012) was also employed in some analyses that simulated the articular cartilage as fibril-reinforced composite tissues with depth-dependent nonlinear properties.

Passive response of the knee joint has been studied at four flexion positions; from  $0^\circ$  to  $45^\circ$  with an increment of  $15^\circ$ , under a compressive load of up to 1800 N. At the first step, the undeformed joint reference or resting configuration was initially established by considering the joint response under the prestrains in ligaments. The femur was then flexed about its medial-lateral axis to the desired joint flexion angle ( $0^\circ$ - $45^\circ$ ) and was fixed in all directions thereafter. However, the tibia was left without constraints throughout. To avoid the artifact moments, the preload compression forces were applied onto the tibia at a location iteratively identified not to generate flexion-extension and varus-valgus angulations. This novel MBP location varied with compression preload and the joint flexion angle. In fact, it moves medially with the compressive load and posteriorly when the femur flexed from  $0^\circ$  to  $15^\circ$ .

For each studied configurations (knee flexed at the desired angle and compressive load applied at the corresponding MBP), the passive moments of the tibio-femoral (TF) articulation

are calculated on the primary node of the femur that is located between the epicondylar centers and taken as the joint center in the musculoskeletal models of human gait. For all flexion angles, the TF flexion moment increases with the compressive load and reaches the maximum of 12.68 Nm at 30° with 1800 N. In contrast, the TF valgus moment is greatest here at the full extension reaching 22 Nm at 0° with 1800 N and varies from about 5 Nm to 10 Nm in the other flexion angles.

The instantaneous TF rigidity has been studied in both sagittal and frontal planes, by applying linear perturbation at the final deformed configurations (knee flexed and compressive load applied at the corresponding MBP). The femur remains fixed with an infinitesimal rotation (0.001°) applied in both sagittal and frontal planes, on the tibia at its instantaneous MBP, while constraining the remaining degrees-of-freedom. For each studied configuration (load/angle), the corresponding tangent stiffness values were determined as the ratio of the required moments over the applied infinitesimal rotations. These values, in sagittal and frontal planes significantly increase with the compressive load for all flexion angles. However, the instantaneous rigidity in the frontal plane is larger than that in sagittal plane. For a compressive load of 1800 N, the instantaneous stiffness in the sagittal plane is between 1.36 and 3.09 Nm/deg, while that in the frontal plane is between 16.06 and 19.65 Nm/deg.

Finally at the full extension position under various compression preloads applied at their respective MBP, the varus/valgus response of the TF joint is studied under up to 20 Nm varus-valgus moments. The femur remains fixed and the tibia is left free to translate, with the internal-external rotation of the tibia fixed. A non-linear response is observed. In the unloaded cases, the lateral ligaments are the primary restrictions against the applied moments. However, the resistive contribution of these ligaments decreases significantly in presence of the compressive load. Additional case with the internal-external rotation of the tibia left free is also analyzed.

The results of the present work have implications in various aspects of the knee biomechanics. The predicted results are found in general agreement with reported measurements supporting thus the accuracy of the model. The novel MBP allowed for the application of the compressive load in the most ideal position (mechanical equilibrium position or joint rotation center) with no artifact moments. It also allowed for the evaluation of instantaneous tangent stiffness in frontal and sagittal planes. Our results stresses the need to consider the contribution of

the compression-dependent passive moments in resisting external moments when attempting to estimate muscle forces and joint loads in musculoskeletal models of the lower extremity.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	IX
TABLE DES MATIÈRES .....	XIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES .....	XVI
LISTE DES ANNEXES .....	XX
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 ANATOMIE DU GENOU HUMAIN .....	3
1.1 Le cartilage articulaire.....	4
1.2 Ménisque .....	6
1.3 Ligaments .....	8
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE .....	12
2.1 Études expérimentales.....	12
2.2 Modèles analytiques et d'éléments finis .....	18
2.3 But de la recherche et plan du mémoire .....	26
CHAPITRE 3 ARTICLE 1: KNEE JOINT PASSIVE STIFFNESS AND MOMENT IN SAGITTAL AND FRONTAL PLANES MARKEDLY INCREASE WITH COMPRESSION .	29
3.1 INTRODUCTION.....	30
3.2 METHODS.....	32
3.3 RESULTS.....	34
3.4 DISCUSSION .....	36

3.5	Acknowledgements .....	39
3.6	REFERENCES .....	39
CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE .....		48
4.1	Prédictions du modèle .....	49
4.2	Comparaison des résultats .....	52
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS .....		55
BIBLIOGRAPHIE .....		57
ANNEXE .....		70

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1: Différentes conditions aux limites utilisées dans des travaux cadavériques et théoriques. L/M: latéral/médial, A/P: antérieur/postérieur, P/D: proximal/distal, F/E: flexion extension, V/V: varus/valgus, I/E: interne/externe. ....	25
Table 3-1: Comparison of predicted and measured contact areas/pressures at different compression loads (L: Lateral, M: Medial, T: Total).....	42
Tableau A-1: Comparaison: pression de contact maximal, pour différentes forces de compression. L: plateau latéral, M: plateau médial.....	70

## LISTE DES FIGURES

Figure 1-1: Surfaces articulaires, (a) vue supérieure du tibia après ablation des ligaments et du cartilage, (b) vue inférieure du fémur.....	3
Figure 1-2: Genou droit en pleine extension (à gauche) et en flexion (à droite). ....	4
Figure 1-3: Les différentes couches du cartilage articulaire. ....	6
Figure 1-4: Vue en coupe transversale du genou droit.....	7
Figure 1-5: L'orientation des fibres de collagène dans les trois couches de ménisque. ....	8
Figure 1-6: Ligaments croisés (LCA, LCP) et collatéraux (LCM, LCL) .....	10
Figure 1-7: Courbe contrainte-déformation pour les différents ligaments: ligaments croisés (ACL et PCL), ligament collatéral latéral (LCL) et du tendon rotulien (PT).....	11
Figure 2-1: Machine d'essai MTS utilisée dans les travaux de Markolf et al (1981).....	14
Figure 2-2: Courbe de réponse typique illustrant les trois segments linéaires, Markolf et al (1976). .....	16
Figure 2-3: Appareil utilisé par Markolf et al (1976) pour tester la stabilité en varus-valgus.....	18
Figure 2-4: Représentation de la géométrie du modèle par éléments finis de Blankevoort et Huiskes (1991). A: LCA, P: LCP, M: LLI, L: LLE.....	20
Figure 2-5: Modèle EF de Guo et al (2009). ....	22
Figure 3-1: The tibiofemoral joint finite elements (a) less refined (with cartilage having homogeneous depth-independent properties) and (b) refined (with cartilage having depth-dependent fibril-reinforced properties) models, showing cartilage layers, menisci and four principal ligaments (ACL, PCL, MCL and LCL). Bony structures are shown only by their reference points (RP-F for the femur and RP-T for the tibia), MBP: mechanical balance point.....	43
Figure 3-2: Shift in the location of the TF MBP superposed on the tibial plateaux as a function of joint flexion angle and compression preload. When applied at these locations, the compression preloads do not cause any sagittal and frontal rotations on the fully unconstrained tibia. ....	44



Figure 3-3: Predicted axial contact forces on TF medial and lateral plateaus at covered (via menisci) and uncovered (via cartilage-cartilage) areas for different compression preloads and flexion angles.....	44
Figure 3-4: Flexion resistance moments computed at the RP-F under different compression preloads and flexion angles. ....	45
Figure 3-5 : Valgus resistance moments computed at the RP-F under different compression preloads and flexion angles. ....	45
Figure 3-6: Instantaneous (tangent) flexion-extension angular rigidity of the TF joint as a function of the compression force preload and flexion angle. ....	46
Figure 3-7: Instantaneous (tangent) varus-valgus angular rigidity of the TF joint as a function of the compression force preload and flexion angle.....	46
Figure 3-8: Moment-angulation curves in varus-valgus at full extension for different compression preloads with the coupled internal-external rotations fixed or left free. ....	47
Figure 3-9: Predicted variation of total forces in collateral ligaments under varus-valgus moments at full extension for different compression preload magnitudes with the coupled internal-external rotations fixed.....	47
Figure A-1: Degrés de liberté de l'articulation du genou (vue antérieure d'un genou droit).....	70
Figure A-2: Déplacement axial en fonction de la force de compression (Ref), comparaison avec les prédictions par Bendjaballah (1995) et Shirazi (2008).....	71
Figure A-3: Variation des forces ligamentaires en fonction de la force de compression, à 0deg flexion.....	71
Figure A-4: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites en pleine extension. ....	72
Figure A-5: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 15°.....	72
Figure A-6: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 30deg .....	73

Figure A-7: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 45deg .....	73
Figure A-8: Pression de contact sur le plateau tibial pour le cas flexion nulle et compression 1000N, en haut : modèle moins raffiné et en bas : modèle plus raffiné.....	74
Figure A-9: Pression de contact sur le plateau tibial pour le cas flexion 45deg et compression 1000N, en haut : modèle moins raffiné et en bas : modèle plus raffiné.....	75

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AL	Faisceau antéro-latéral du ligament croisé postérieur
AM	Faisceau antéro-médial du ligament croisé antérieur
EF	Éléments Finis
EMG	Électromyographie
MBP	Mechanical Balance Point
LCA	Ligament Croisé Antérieur
LCL	Ligament collatéral latéral
LCM	Ligament collatéral médial
LCP	Ligament croisé postérieur
PL	Faisceau postéro-latéral du ligament croisé antérieur
PM	Faisceau postéro-médial du ligament croisé postérieur
PT	Tendon rotulien
RP-F	Nœud Primaire du Fémur
TF	Tibio-fémoarl

## LISTE DES ANNEXES

Annexe .....	70
--------------	----

## INTRODUCTION

Le genou humain est une articulation complexe située entre la jambe et la cuisse, au-dessous du centre de gravité du corps. Il est souvent considéré comme un organe de transmission biologique comparable à un convertisseur de couples (Mesfar, 2005). Dans ce contexte mécanique, les surfaces articulaires sont considérées comme des paliers de support, les muscles sont les organes moteurs ou frein du système et les ligaments assurent la liaison pour la transmission.

Durant les différentes activités quotidiennes, cette articulation est exposée à des chargements et des mouvements importants, pouvant dans certain cas dépasser la limite des capacités mécaniques de ses composantes. Plusieurs travaux antérieurs ont mentionné que la force de compression sur le joint du genou varie de 2 à 4 fois le poids du corps humain dans des activités quotidiennes comme la marche, la montée d'escalier, etc., (Kutzner et al., 2010; Mündermann, Dyrby, D'Lima, Colwell Jr, & Andriacchi, 2008). Ces forces peuvent atteindre même 11 fois le poids corporel durant la pratique de certaines activités sportives (football, ski, etc...). Ces charges importantes sont responsables des blessures et des douleurs observées dans l'articulation du genou, comme la déchirure du ménisque, la rupture des ligaments et l'ostéoartrite (OA). Ce dernier affecte plus de 27 millions d'américains (Christiansen, Anderson, Yik, & Haudenschild, 2012; Helmick et al., 2007) et environ 4.4 millions de canadiens (13% de la population) en 2010. Cela devrait atteindre 10.4 millions en 2040 pour les canadiens soit 25.6% de la population (L'Alliance de l'arthrite du Canada [AAC], 2011). Le fardeau économique total de l'arthrose devrait atteindre 405,1 milliards de dollars en 2020 (AAC, 2011). En ce qui concerne les problèmes liés aux blessures du ligament croisé antérieur, l'association orthopédique américaine (American Orthopedic Association [AOS]) a rapporté que chaque année environ 95000 personnes en ont été touchés. Ce qui a conduit les chirurgiens à effectuer 50000 interventions pour la réparation de ce ligament. Ceci montre bien que les pathologies sont assez nombreuses au niveau de genou humain et le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter.

La littérature comprend une multitude de travaux de recherche qui s'intéressent à l'étude de l'articulation du genou humain. Ces travaux touchent plusieurs aspects, tels-que le fonctionnement, le diagnostic, la prévention et le traitement des blessures. Leur but est de

comprendre la biomécanique de l'articulation, prédire les chargements qui peuvent être nocifs et prescrire des techniques de réadaptation. Tout comme les études expérimentales, les études numériques aident à la prévention des blessures et à celle des dégénérescences. En plus, un modèle par EF développé de façon appropriée est un outil puissant pour prédire les effets des différents paramètres impliqués, et de fournir des informations difficiles à obtenir par expérience.

Dans le chapitre qui suit, une description sommaire de l'anatomie fonctionnelle du genou humain est présentée afin de connaître ses principales composantes.

## CHAPITRE 1 ANATOMIE DU GENOU HUMAIN

Le genou humain est une articulation qui permet de joindre la jambe à la cuisse. D'un point de vue anatomique, cette structure complexe est constituée de deux jointures : la jointure tibio-fémorale qui assure la liaison entre le fémur et le tibia, et la jointure patello-fémorale qui décrit les mouvements de la patella par rapport au tibia (Klein & Sommerfeld, 2008). L'articulation tibio-fémorale est formée de plusieurs surfaces non congruentes; les condyles fémoraux ainsi que le plateau tibial. Ce dernier est formé de deux cavités glénoïde: la cavité glénoïde médiale et la cavité glénoïde latérale (Mellal, 2010). Dans la partie centrale du plateau, ces deux cavités se redressent pour former le massif de l'épine tibiale (Figure 1-1). Ce massif crée un pivot de rotation qui s'engage dans l'échancrure inter-condylienne (qui sépare les deux condyles fémoraux).

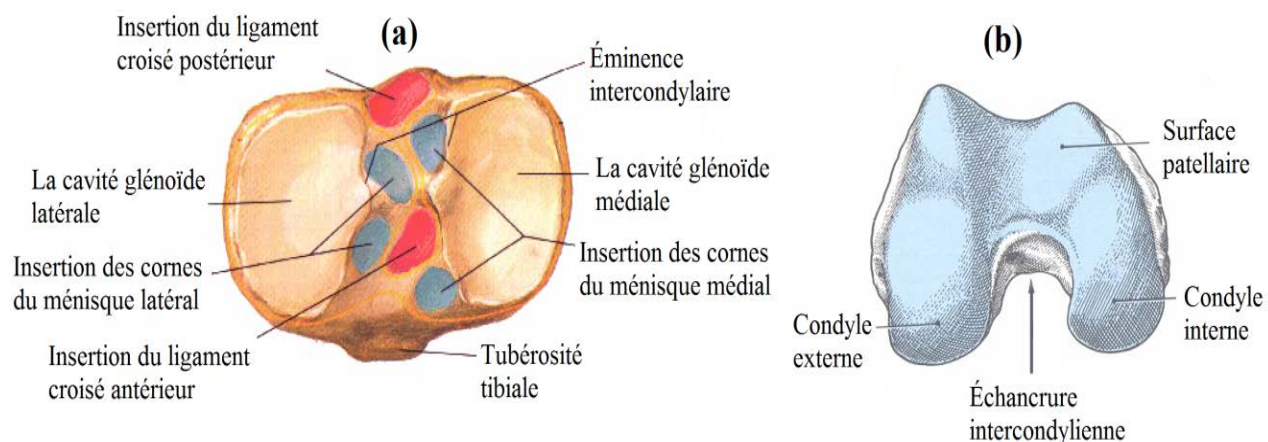


Figure 1-1: Surfaces articulaires, (a) vue supérieure du tibia après ablation des ligaments et du cartilage, (b) vue inférieure du fémur.

<http://www.irbms.com/rubriques/DIAPORAMAS/capiod-genou-biomecanique-anatomie-fonctionnelle.pdf>

Chacune des surfaces de l'articulation tibio-fémorale est couverte par des couches de cartilage d'épaisseurs variables, entre lesquelles s'interposent les ménisques (disposés entre le tibia et le fémur). La cohésion de cette articulation est assurée par un ensemble de ligaments ainsi que par la patella. On distingue le ligament croisé antérieur (LCA), le ligament croisé postérieur (LCP), le ligament collatéral médial (LCM) et le ligament collatéral latéral (LCL). Les deux premiers aident à la stabilité antéropostérieure ainsi qu'à la flexion extension, et les deux derniers

assurent la stabilité latérale (Fuss, 1989). Au fur et à mesure que la flexion du fémur s'amorce, un contact additionnel, par le biais des couches de cartilage, s'opère entre le fémur et la rotule. La Figure 1-2 et la Figure A-1, présentent respectivement, les différents constituants et les différents mouvements (essentiellement des mouvements de flexion et des mouvements d'extension auxquels s'y associent des rotations dans les autres plans) de l'articulation du genou.

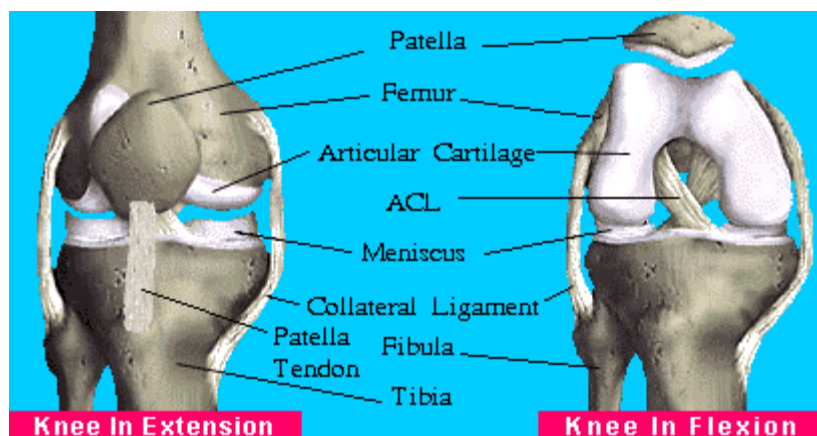


Figure 1-2: Genou droit en pleine extension (à gauche) et en flexion (à droite).

<http://www.arthroscopy.com/sp05001.htm>

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser principalement à la jointure tibio-fémorale qui apparaît comme la partie principale de cette articulation. Cependant, il est important de noter que la jointure patello-fémorale est d'une grande importance dans l'articulation du genou. Elle permet notamment de diminuer les forces exercées sur les tendons extenseurs du genou en modifiant le bras de levier du mécanisme extenseur du genou. De plus, la patella permet de limiter l'extension du genou et d'éviter un glissement trop important vers l'avant du fémur sur le plateau tibial.

## 1.1 Le cartilage articulaire

Le cartilage articulaire représente l'une des pièces maîtresses de la mécanique articulaire. Ce sont des couches de substance blanchâtre qui recouvrent les surfaces articulaires du fémur (distale), du tibia (proximale) et de la rotule (postérieure). Ce tissu élastique offre une surface ferme, lisse et de coefficient de frottement très faible qui facilite les mouvements du genou au cours des différentes activités quotidiennes. En utilisant la technique de sonde à aiguille (needle probe technique), Shepherd et Seedhom (1999) ont mesuré in-vitro l'épaisseur du cartilage de 11



articulations de cadavres humains, et ont rapporté des épaisseurs variables le long de la surface articulaire. Soit de 1.65 à 2.65 mm sur les condyles fémoraux et de 1.54 à 2.98 mm sur les plateaux tibiaux. Toutefois, l'épaisseur peut atteindre 5mm sur la surface de contact de la rotule. Sa fonction consiste à assurer le glissement des extrémités osseuses et permettre l'amortissement et la transmission des charges.

Le cartilage articulaire est composé principalement par des fibres de collagènes (Principalement du type II), des protéoglycannes et de l'eau avec des pourcentages respectives de 50-73% (du poids sec), 15-30% (du poids sec) et 58-80% (du poids total) (Akizuki et al., 1986; N. Broom & Marra, 1986; J. A. Buckwalter & Rosenberg, 1988; Clarke, 1974; Frank, Grodzinsky, Phillips, & Grimshaw, 1990; Mow & Ratcliffe, 1990; Setton, Tohyama, & Mow, 1998). La composition et la structure du cartilage change à travers son épaisseur (Kääb, Ap Gwynn, & Nötzli, 1998; Lipshitz, Etheredge 3rd, & Glimcher, 1976; Ratcliffe, Fryer, & Hardingham, 1984). Plusieurs travaux histologiques et mécaniques (N. D. Broom & Poole, 1982; Kääb et al., 1998; Mow, Holmes, & Michael Lai, 1984; Muehleman et al., 2004), ont montré que le cartilage articulaire est constitué de différentes couches histologiques. Avec le changement dans la composition et la structure, on distingue quatre couches:

- La couche 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 couche peut être subdivisée en deux zones: la zone en contact avec le liquide synovial et la zone la plus profonde qui contient des chondrocytes plats et ellipsoïdaux disposés parallèlement à la surface articulaire. Les fibres de collagène sont orientées parallèlement à la surface articulaire (Figure 1-3).
- La couche transitionnelle: dans cette couche les fibres de collagène sont orientées d'une manière aléatoire (N. D. Broom & Poole, 1982) et moins dense que celle de la surface articulaire. L'épaisseur de cette zone représente environ 40 à 45 % de l'épaisseur totale du cartilage (Figure 1-3).
- La couche profonde : dans cette couche, les fibres de collagène sont orientées perpendiculairement à la surface articulaire. Cette couche est par ailleurs, la région la plus pauvre en eau et la plus riche en protéoglycannes (J. Buckwalter & Mankin, 1998). Elle représente 40 à 45% de l'épaisseur total du cartilage articulaire (Figure 1-3).

- La couche calcifiée : c'est la zone la plus rigide du cartilage articulaire. Elle est en contact directe avec la plaque osseuse et représente 5 à 10% de hauteur du cartilage (Figure 1-3).

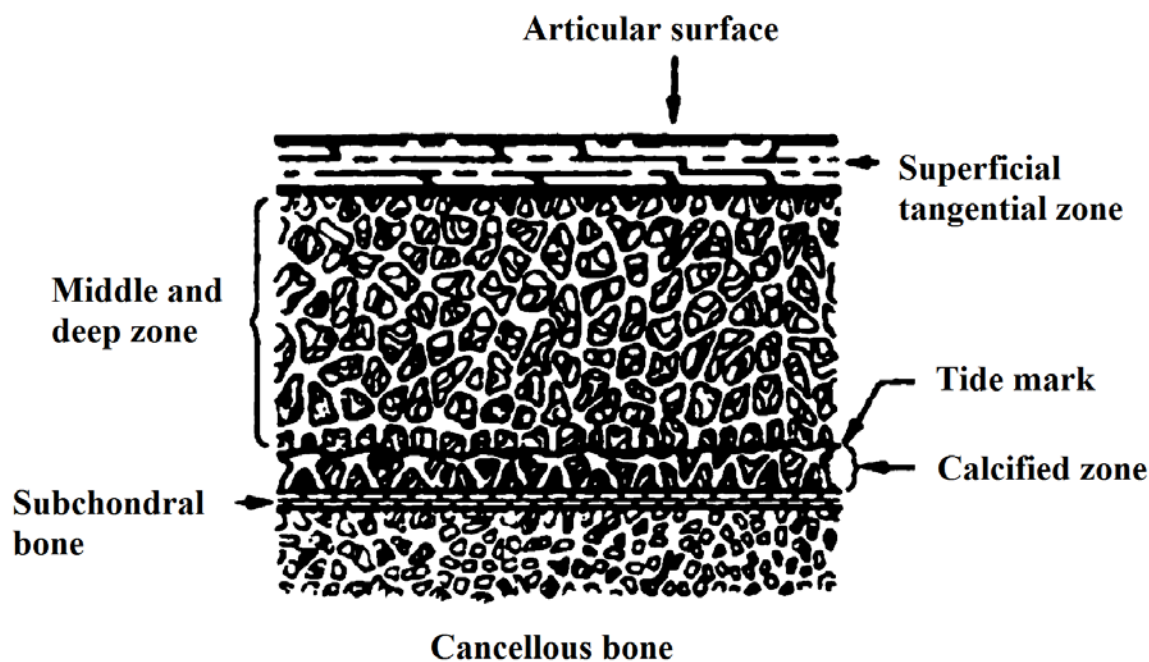


Figure 1-3: Les différentes couches du cartilage articulaire.

(Mow et al., 1984)

## 1.2 Ménisque

Le ménisque est une structure semi-lunaire de section triangulaire à la coupe. Il est caractérisé par un réseau de fibres très denses et flexibles, biologiquement similaires à celles du cartilage articulaire. Le ménisque interne et son homologue externe sont interposés entre les condyles fémoraux interne et externe, et le plateau tibial correspondant. Le ménisque interne, en forme de C, accroît la concavité glénoïdienne médiale. Le ménisque externe, en forme de O, transforme la convexité de la cavité glénoïde latérale en une cavité épousant mieux le condyle externe. Leurs cornes antérieures et postérieures sont insérées dans l'épine tibiale (Figure 1-4). Ces ménisques participent à la stabilité et à la lubrification du genou, à la protection du cartilage, à la transmission et à l'amortissement des charges et à la limitation des mouvements extrêmes de flexion et d'extension (Bonasia, Rossi, & Rossi, 2011; Kawamura, Lotito, & Rodeo, 2003; Vedi et al., 1999). Les ménisques médial et latéral transmettent, respectivement, 50% et 70% de la

charge lorsque le genou est en position d'extension, ce pourcentage pouvant atteindre 85% lors de la flexion du genou (A. Ahmed & D. Burke, 1983).

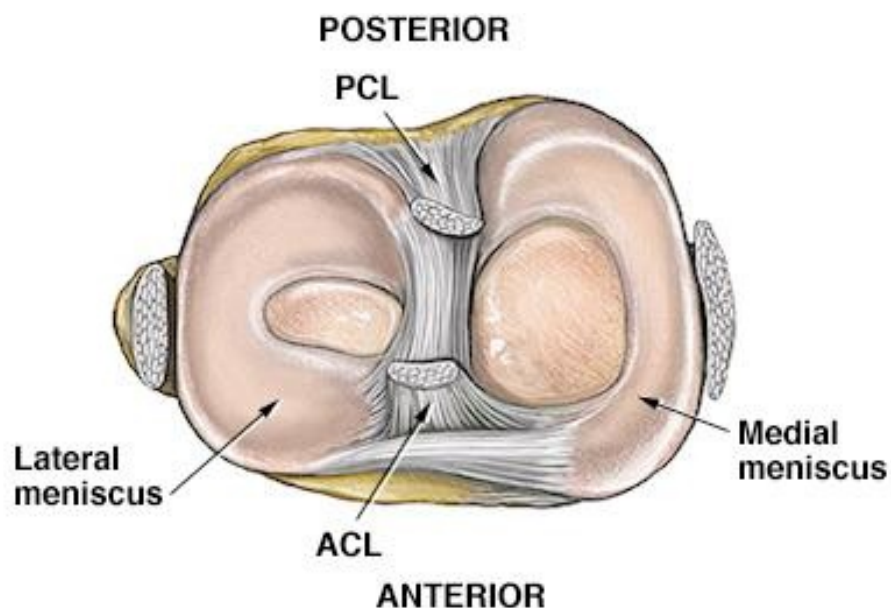


Figure 1-4: Vue en coupe transversale du genou droit

<http://www.arthroscopy.com/sp05001.htm>

Les ménisques sont des tissus fibro-cartilagineux composés d'un réseau des fibres de collagène (principalement de type I et représente 60 à 70% du poids sec), d'eau, des protéoglycanes et des fibrochondrocytes (Ingman, Ghosh, & Taylor, 1974). Les fibres de collagène sont orientées dans des directions différentes. On peut distinguer trois couches (Arnoczky & McDevitt, 2000; Kawamura et al., 2003; Sweigart & Athanasiou, 2001), la couche superficielle dont les fibres sont orientés d'une manière aléatoire, la couche profonde avec des fibres de collagène irrégulièrement alignées et la couche intermédiaire qui se compose majoritairement de fibres orientées dans la direction circonférentielle. Ces couches sont ancrées par un petit nombre de fibres orientées radialement (Figure 1-5). Chia et Hull (2008) ont mesuré les modules de compression (radial et axial) d'un ménisque médial et ont trouvé que le module dans la région antérieure est significativement plus grand que celui de la région postérieure.

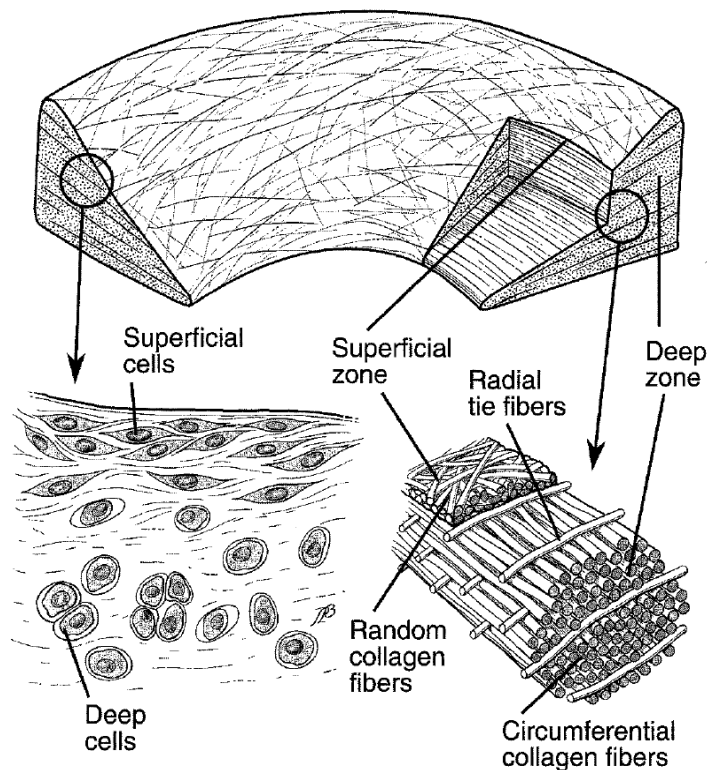


Figure 1-5: L'orientation des fibres de collagène dans les trois couches de ménisque.

(Kawamura et al., 2003)

Les propriétés mécaniques des ménisques ont été intensivement étudiées par plusieurs auteurs, sous des forces de compression, de tension et de cisaillement (Fithian, Kelly, & Mow, 1990; Mow & Ratcliffe, 1997; Tissakht & Ahmed, 1995; Zhu, Chern, & Mow, 1994). Il a été montré dans des tests de compression que les propriétés viscoélastiques sont dépendantes de l'organisation des tissus. Les propriétés en tension quant à elles, dépendent de l'organisation spatiale des fibres de collagène à travers les différentes couches de ménisque (Tissakht & Ahmed, 1995): ce qui confirme l'existence d'une direction privilégiée pour les fibres de collagène (circonférentielle) sur laquelle s'appuie le modélisation des tissus comme des matériaux composites.

### 1.3 Ligaments

Les ligaments sont des bandes de tissus conjonctifs fibreux, élastiques et de couleur blanchâtre. L'ensemble de ces structures ligamentaires aident au maintien d'un bon cinématique articulaire (Weiss & Gardiner, 2001). En effet, les ligaments limitent les mouvements anormaux

de l'articulation, tout en assurant le maintien des pièces osseuses dans leur position physiologique normale. Quatre ligaments principaux contribuent au mouvement relatif du joint tibio-femorale; le ligament croisé antérieur (LCA), le ligament croisé postérieur (LCP), le ligament collatéral médial (LCM) et le ligament collatéral latéral (LCL) (Figure 1-6). Une des principales caractéristiques de ces ligaments est leur grande résistance face aux différents chargements. Selon les conditions de chargement, un ou une combinaison de ces ligaments travail comme restriction primaire dans la stabilité du joint. De plus, la géométrie anatomique de ces ligaments et l'emplacement de leurs sites d'insertion (Figure 1-1) ont un rôle important sur la mobilité et la stabilité articulaire (Weiss & Gardiner, 2001).

Le ligament croisé antérieur (LCA), qui est situé au milieu du genou, est caractérisé par un largeur qui varie de 7 à 12 mm et une longueur intra-articulaire de 32 mm en moyenne (Zantop, Petersen, Sekiya, Musahl, & Fu, 2006). Il relie la partie postérieure de la face latérale de l'échancrure inter-condylienne à la partie antérieure de l'épine tibiale (Figure 1-1). Ce ligament, formé par des fibres longues et alignées, empêche le mouvement postérieur excessif du fémur par rapport au tibia. Il peut être divisé en 2 parties, à savoir le faisceau antéro-médial (AM) et le faisceau postéro-latéral (PL). Le premier est le faisceau le plus volumineux et le plus long. Kummer et Yamamoto (1988) ont mesuré la longueur intra-articulaire du faisceau PL de 50 cadavres, et rapporté une longueur de 17.8mm. Plusieurs études cadavériques ont montré que le faisceau PL joue un rôle plus important que le faisceau AM en assurant la stabilité en rotation (Gabriel, Wong, Woo, Yagi, & Debski, 2004; Sakane et al., 1997).

Le ligament croisé postérieur (LCP) est situé juste en arrière du LCA, il s'insère au niveau de la moitié supérieure de la face interne de l'échancrure inter-condylienne et sur la partie postérieure de l'épine tibiale (Figure 1-1). Son rôle primaire est d'empêcher le mouvement postérieur excessif du tibia par rapport au fémur (K. L. Markolf, Slauterbeck, Armstrong, Shapiro, & Finerman, 1996). La longueur et l'épaisseur moyennes du LCP sont respectivement de  $38\pm 4$  mm et  $13\pm 1$  mm (Bonasia et al., 2011; Frank et al., 1990). Il est constitué de deux faisceaux principaux: le faisceau postéro-médial (PM) et le faisceau antéro-latéral (AL). Tous comme les faisceaux de l'ACL, chacun de ces faisceau est tendu dans des positions différentes de la plage de mouvement du genou (Blankevoort, Huijskes, & De Lange, 1991b).

Le ligament collatéral médial (LCM) représente une large bande fibreuse, aplatie (une longueur moyenne de 100 à 120 mm). Il s'étend du sommet de la tubérosité condylienne interne à la face médiale du tibia, en s'attachant également à la périphérie interne du ménisque médial (Figure 1-6). Il résiste aux rotations interne et externe, mais sa plus grande contribution est à la rigidité globale de l'articulation sous des moments valgus (K. Markolf, Mensch, & Amstutz, 1976; Nielsen, Rasmussen, Ovesen, & Andersen, 1984). Le ligament collatéral latéral (LCL) est une bande de section transversale presque circulaire (une longueur moyenne de 50mm). Il prend son origine sur la tubérosité condylienne externe et se termine sur la face latérale de la tête du péroné (Figure 1-6). Toutefois, ce ligament n'entretient aucun lien anatomique avec le ménisque externe (Gray, 1973).

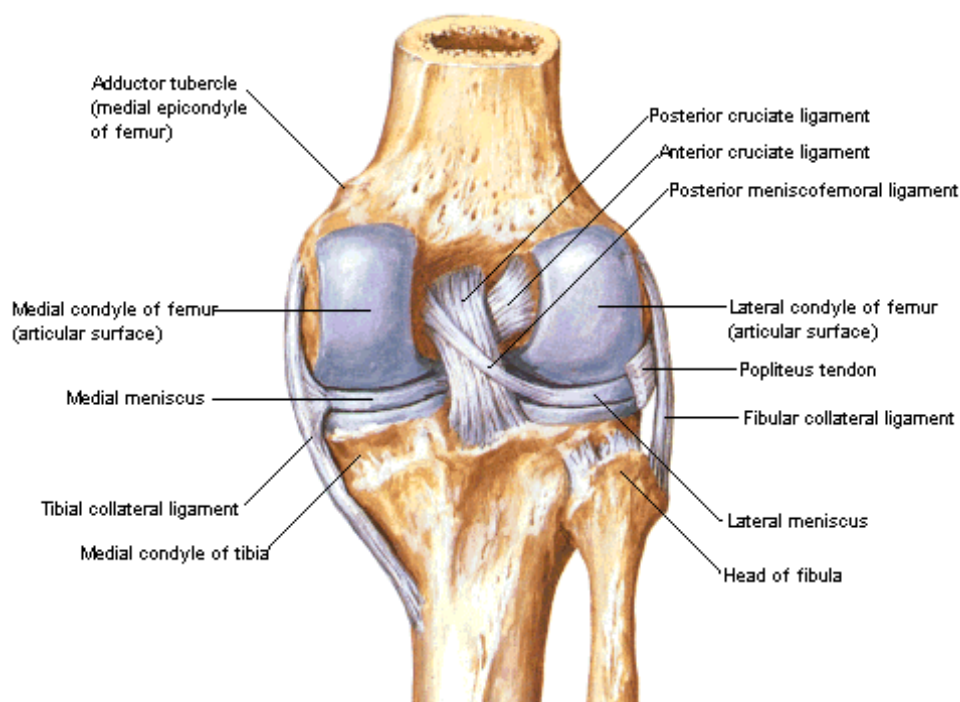


Figure 1-6: Ligaments croisés (LCA, LCP) et collatéraux (LCM, LCL)

<http://www2.ma.psu.edu/~pt/384knee9.gif>

Outre ces quatre ligaments, il existe d'autres ligaments dans le genou humain. À savoir, les deux ligaments fémoro-patellaires (ailerons rotuliens interne et externe) et le ligament rotulien qui relie la rotule au tibia (souvent appelé tendon rotulien du fait qu'il poursuit l'action musculaire). Ces ligaments peuvent jouer un rôle plus ou moins important dans la stabilité de

l'articulation. En effet, certaines études ont mentionné l'importance et le rôle potentiel joué par l'aileron rotulien interne dans la stabilité de la rotule (Nomura, Horiuchi, & Kihara, 2000).

Pour comprendre le comportement mécanique des ligaments du genou, plusieurs études ont été menées afin de déterminer la valeur des différents paramètres mécaniques tels-que le module d'élasticité, la déformation maximale, la densité d'énergie à la rupture et la contrainte maximale (Mommersteeg, Blankevoort, Huiskes, Kooloos, & Kauer, 1996; Race & Amis, 1994). En examinant in vitro trois genoux humains provenant de donneurs masculins, Bulter et al., (1986) ont déterminé la courbe contrainte-déformation (Figure 1-7) des ligaments croisés (ACL et PCL), du ligament collatéral latéral (LCL) et du tendon rotulien (PT). Dans cette courbe, la rigidité augmente avec la contrainte appliquée. Cette observation a été expliquée plus tard plus tard par Chandrashekar et al., (2008). Selon eux, les ligaments sont des tissus semblables à des cordes qui relient le fémur au tibia. À des grandes déformations, l'ondulation des fibres diminue et par conséquent la rigidité augmente de façon significative.

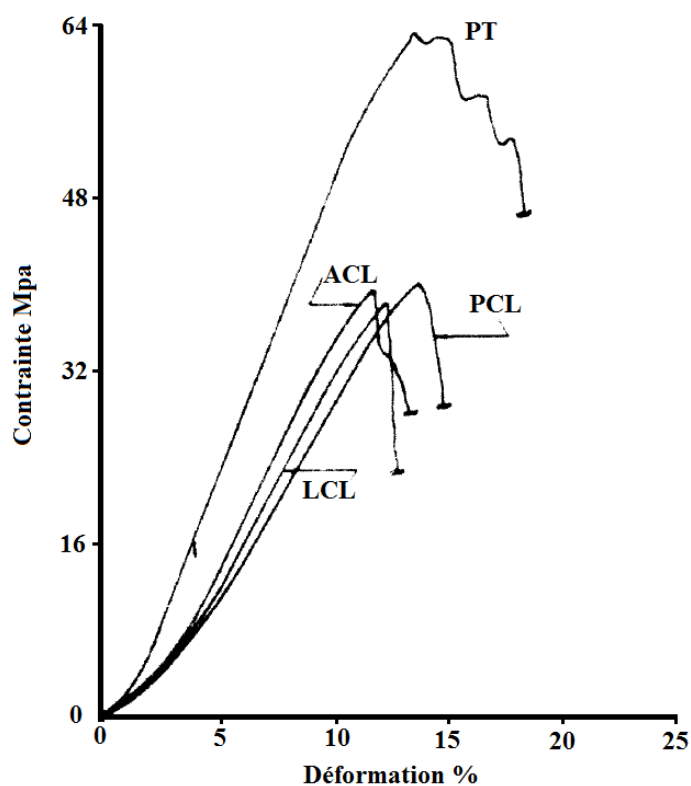


Figure 1-7: Courbe contrainte-déformation pour les différents ligaments: ligaments croisés (ACL et PCL), ligament collatéral latéral (LCL) et du tendon rotulien (PT).

(D. L. Butler et al., 1986)

## CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

Dans la présente revue bibliographique on va se contenter de survoler les études pertinentes qui se sont intéressées au genou humain. Dans la première partie, on va présenter les études expérimentales qui ont analysé la réponse de l'articulation tibio-fémorale sous l'effet des chargements qu'on a choisi d'analyser. Dans la seconde partie, on portera une vue d'ensemble sur les principaux modèles analytiques et d'EF du genou humain existants dans la littérature. On finira ce chapitre par une présentation du but principal de ce projet de recherche ainsi que du plan du mémoire.

### 2.1 Études expérimentales

Plusieurs groupes ont étudié la réponse de l'articulation du genou, intact ou avec méniscectomie (partielle ou totale), sous des forces de compression et en différents angles de flexion (A. Ahmed & D. Burke, 1983; Alhalki, Howell, & Hull, 1999; Allaire, Muriuki, Gilbertson, & Harner, 2008; Brown & Shaw, 1984; Fukubayashi & Kurosawa, 1980; Huang, Hull, & Howell, 2003; Krause, Pope, Johnson, & Wilder, 1976; Kurosawa, Fukubayashi, & Nakajima, 1980; Lee et al., 2006; Meyer & Haut, 2005; Paci et al., 2009; Poh et al., 2011; Sekaran, Hull, & Howell, 2002; P. Walker & Hajek, 1972; P. S. Walker & Erkman, 1975). Ils se sont intéressés principalement, dans la majorité de leurs travaux, au mécanisme de transfert de charge entre les différentes structures de l'articulation ainsi que les répercussions que peut avoir une méniscectomie partielle ou totale sur les surfaces de contact et la distribution des charges et des pressions dans les couches du cartilage. Ces tâches ont été entreprises en utilisant des techniques basées sur la radiographie (Kettelkamp & Jacobs, 1972), la stéréophotogrammétrie (Ateshian, Kwak, Soslowsky, & Mow, 1994; Huiskes et al., 1985), le moulage par injection des substances au niveau de l'articulation (Fukubayashi & Kurosawa, 1980; P. S. Walker & Erkman, 1975) et les films sensibles à la pression (Alhalki et al., 1999; Huang et al., 2003; Poh et al., 2011; Sekaran et al., 2002). À part l'étude de Meyer et al., (2005), qui ont utilisé des forces de compression allant jusqu'à 7.2KN afin de provoquer la rupture du LCA, la force de compression dans les autres études ne dépassait pas 3000N. Une tendance générale révélée par ces études est que la zone de contact augmente avec la force de compression, et diminue avec l'angle de flexion. En outre, plusieurs études s'accordent à dire que les ménisques intacts peuvent transmettre plus



de 50% de la charge totale en compression pour une articulation en position d'extension complète (A. Ahmed & D. Burke, 1983; Fairbank, 1948; P. S. Walker & Erkman, 1975).

Afin de préserver la stabilité de l'articulation durant l'application de la force de compression, la majorité des études a été faite en fixant certains degrés de libertés dans l'articulation du genou, principalement les rotations dans les plans frontal et sagittal (Brown & Shaw, 1984; Kurosawa et al., 1980; Lee et al., 2006; Maquet, Van De Berg, & Simonet, 1975; Meyer & Haut, 2005). En utilisant un dispositif de serrage relativement simple, Brown and Shaw (1984) ont mesuré la distribution des contraintes dans l'articulation tibio-fémorale, suivant différents angles de flexion du fémur et sous des forces de compression allant jusqu'à 3KN. Avec des rotations varus-valgus et flexion-extension fixes, ce dispositif permet aux deux structures (tibia et fémur) d'être semi-contraintes pour tous les degrés de liberté, à l'exception de celui dans la direction du chargement. D'autres ont utilisé une technique d'axe fonctionnel pour libérer la contrainte sur la rotation varus-valgus (Huang et al., 2003; Sekaran et al., 2002). Récemment, Paci et al., (2009) ont utilisé une table dynamiquement ajusté dans la direction antérieure-postérieure afin d'avoir une force antérieure-postérieure nulle sur le tibia. Cette technique, qui a également été utilisée par Ahmed et Burke., (1983), a permis d'appliquer la force de compression sans avoir besoin de fixer la rotation flexion-extension de la structure osseuse. Dans le Tableau 2-1 on résume les différentes conditions aux limites utilisées dans les travaux expérimentaux et théoriques.

Dans le but d'étudier l'effet d'une force de compression sur la stabilité de l'articulation du genou, Markolf et al., (1981) ont testé huit genoux de cadavres (provenant de quatre donneurs féminins et quatre donneurs masculins) dans différents angles de flexion et sous différents types de chargement, à savoir une force antérieure-postérieure, une torsion tibiale et des moments en varus-valgus combinés ou non avec une force de compression allant jusqu'à 925N. Le fémur a été maintenu fixe et a servi comme référence fixe durant toute l'analyse (Figure 2-1). Une importance particulière a été donnée au mécanisme de chargement et de maintien du tibia. En effet, au début de chaque essai, la direction de la force a été ajustée de manière à ce qu'elle soit perpendiculaire aux surfaces de contact de l'articulation. Cet ajustement a pris en considération, aussi, l'angle d'application de la force, de manière à empêcher la rotation flexion-extension du joint ainsi que la subluxation antérieure ou postérieure du tibia par rapport au fémur. Le poids à

vide du tibia a été suspendu par un dispositif de contrepoids. Sans force de compression la réponse a été non-linéaire, avec une tendance croissante de la rigidité en fonction de la rotation (déplacement), ce qui est en accord avec leurs travaux antérieurs (K. Markolf et al., 1976; K. L. Markolf, Graff-Radford, & Amstutz, 1978). Cependant, avec la force de compression la rigidité en varus-valgus augmente tandis-que la laxité et les déformations dans les ligaments correspondants diminuent (mêmes tendances pour les autres types de chargements). Ce qui montre le rôle à la fois stabilisateur et protecteur de la force de compression.

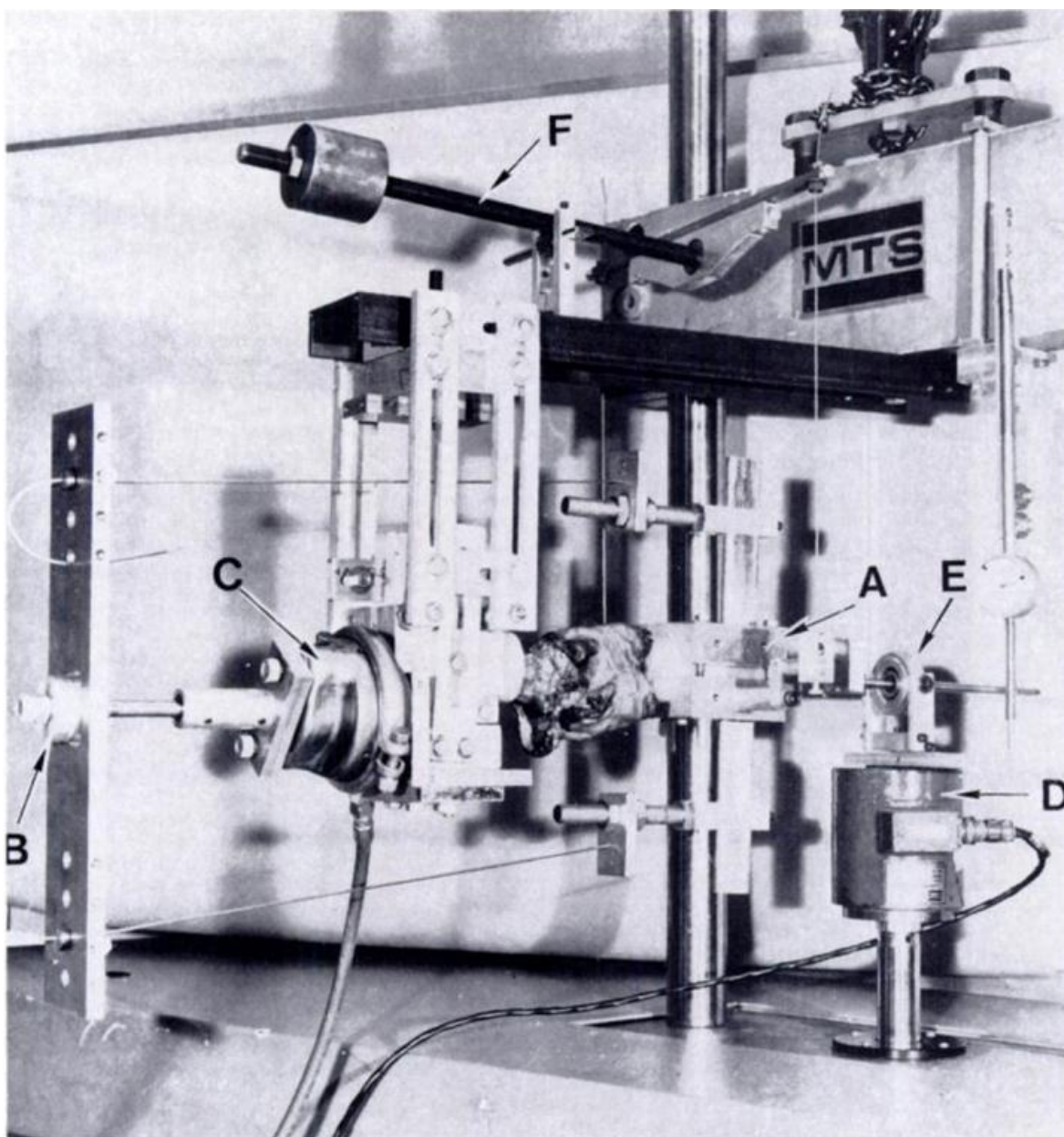


Figure 2-1: Machine d'essai MTS utilisée dans les travaux de Markolf et al (1981).

La rigidité est une quantité physique souvent étudiée en biomécanique et est utilisée pour décrire la déformation d'un objet ou d'un organisme sous une charge donnée. Elle est souvent liée à la laxité du joint. La rigidité globale de l'articulation du genou est la somme des contributions individuelles de ses structures (ligaments, tendons, ménisques). La rigidité de l'articulation est aussi affectée par l'activité neuromusculaire (Latash & Zatsiorsky, 1993). Afin de quantifier la contributions de chaque structure, plusieurs travaux *in-vivo* et *in-vitro* ont été menés avec l'objectif de comparer la rigidité d'un genou intact à celle d'un genou avec déficience ou dégénérescence de l'une de ses structures (Beynon, Fleming, Labovitch, & Parsons, 2002; Crowninshield, Pope, & Johnson, 1976; Gollehon, Torzilli, & Warren, 1987; Hsieh & Walker, 1976; K. Markolf et al., 1976; K. L. Markolf et al., 1981; K. L. Markolf, Kochan, & Amstutz, 1984; Nielsen et al., 1984; S. C. Shoemaker & Markolf, 1985).

Dans les travaux qui visent à mesurer la rigidité et/ou la réponse passive de l'articulation du genou, une approche commune consiste à exercer des charges externes sur l'articulation et mesurer les déplacements qui en résultent (K. Markolf et al., 1976; K. L. Markolf et al., 1981; K. L. Markolf et al., 1978; K. L. Markolf et al., 1984; Olmstead, Wevers, Bryant, & Gouw, 1986; Un et al., 2001; Zhang & Wang, 2001). Un exemple bien traditionnel est celui de Markolf et al (1976). Dans leurs travaux, ils se sont intéressés à la quantification de la stabilité de l'articulation sous divers types des chargements: une mesure précise des relations charge-déplacement et moment-rotation a été faite. Ainsi, la réponse moment-rotation (force-déplacement) a été présentée dans une courbe typique constituée de trois segments linéaires (Figure 2-2). La pente de la ligne tangente à la partie médiane de la courbe au point d'inflexion a été définie comme la rigidité moyenne. Similairement, les pentes des parties supérieure et inférieure de la courbe a été définie comme les rigidités terminales. La laxité a été définie comme étant l'espace entre les deux points d'intersection des trois segments. Des valeurs comparables ont été trouvées entre la rigidité en varus-valgus mesurée *in vivo*, en pleine extension, et celle mesurée dans les études cadavériques (K. L. Markolf et al., 1978).

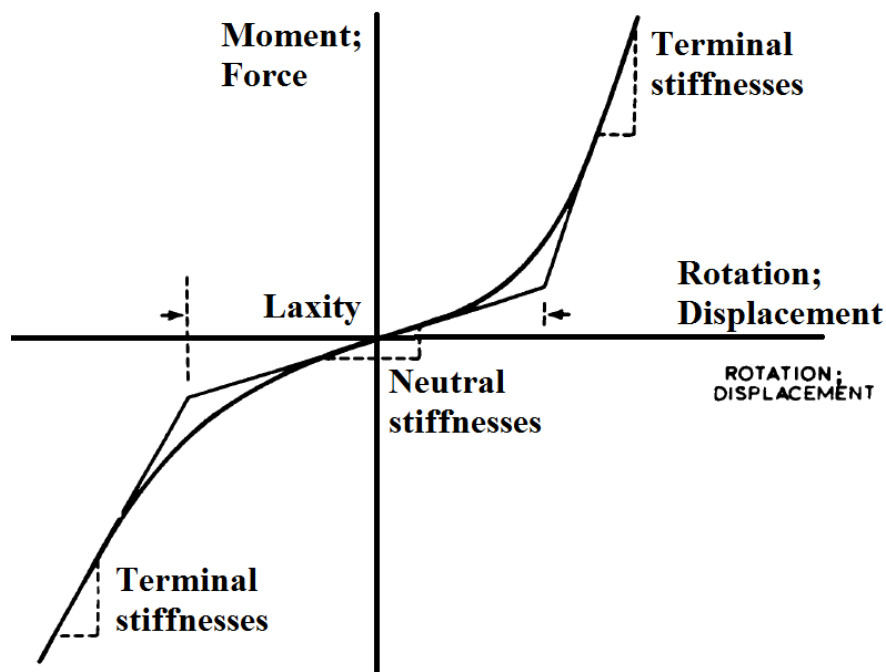


Figure 2-2: Courbe de réponse typique illustrant les trois segments linéaires, Markolf et al (1976).

Plusieurs tentatives ont été faites pour tenir compte des effets neuromusculaires sur la rigidité dans plusieurs études en contrôlant la tension musculaire (Louie & Mote, 1987; K. L. Markolf et al., 1978; McFaull & Lamontagne, 1998; Pope, Johnson, Brown, & Tighe, 1979; Zhang & Wang, 2001). Cela se fait souvent par les instructions données aux participants et par le suivi de l'activation musculaire par électromyographie (EMG). En utilisant cette technique, Olmstead et al., (1986) ont déterminé les changements quantitatifs de la stabilité du genou en varus-valgus avec le niveau de tension dans les muscles. Il a été montré que l'activation musculaire augmente la rigidité dans le plan frontal. Ceci est vrai aussi dans les autres plans (K. L. Markolf et al., 1978; Zhang & Wang, 2001). Cependant, la majorité des études expérimentales, qui se sont intéressées aux moments passifs du genou, sont des études *in-vivo*, qui de ce fait présentent des limitations majeures. Ces limitations sont principalement liées à leur hypothèse commune qui consiste à considérer le moment passif comme étant le moment mesuré lorsque tous les muscles entourant le joint sont relaxés. En outre, il existe plusieurs autres sources d'erreurs (Allaire et al., 2008): l'angle de l'articulation et les moments mesurés peuvent être affectés par la peau et les centres des joints.

La plupart de ces études (Engin, 1985; Hatze, 1976; Heerkens et al., 1985; Riener & Edrich, 1999; Silder, Whittington, Heiderscheit, & Thelen, 2007; Smith, 1956; Such, Unsworth,

Wright, & Dowson, 1975; Whittington, Silder, Heiderscheit, & Thelen, 2008) se différencient par leurs méthodologies, et par conséquent leurs résultats aussi. Par exemple, les moments passifs mesurés en pleine extension se situent entre 66Nm (Engin, 1985) et 2Nm (Smith, 1956). Toutefois, ces études s'accordent à dire que ce moment peut apporter une contribution significative au moment total dans le joint du genou et que le fait de le négliger pourrait conduire à une sur- ou sous-estimation de la force musculaire et, de manière incorrecte, prédire l'instant d'activation du muscle. Un autre accord aussi, est que le moment passif dans l'articulation du genou dépend de l'angle des articulations adjacentes. Dans une étude *in-vivo*, Mansour et Audu (1986) ont mesuré le moment passif dans l'articulation du genou suivant différents angles de la hanche et de la cheville, et ont rapporté qu'un changement de l'angle de la cheville de 10° dorsiflexion à 10° plantar-flexion s'accompagne d'une diminution du moment passif du genou mesuré en pleine extension de 55Nm à 40Nm, respectivement.

Comme vue plus tôt, la rigidité est souvent liée à la laxité (K. Markolf et al., 1976; K. L. Markolf et al., 1981; K. L. Markolf et al., 1978; K. L. Markolf et al., 1984). Les deux quantités sont des relations de charge et de déplacement, la première se distinguant par le fait qu'elle est plus incrémentale le long du trajet de chargement (ce qui permet la détection éventuelle de l'évolution de la rigidité au cours du chargement). Dans le but de mesurer la laxité du genou face aux différents types de chargements, plusieurs auteurs ont étudié la réponse de l'articulation du genou sous diverses conditions de chargements et de flexion du joint (K. L. Markolf et al., 1981; K. L. Markolf et al., 1978; K. L. Markolf et al., 1984). Parmi les travaux qui se sont intéressés à l'étude de la réponse de l'articulation face à des moments en varus-valgus, on trouve le travail de Markolf et al., (1976). Leur méthodologie, pour étudier la stabilité en varus-valgus (Figure 2-3), consiste à serrer le fémur à une table (ayant servi de référence fixe durant toute l'analyse), et par la suite appliquer sur le tibia une force médio-latérale de 108N, dont le point d'application est situé à 35 centimètres de la ligne latérale-médiale du joint du genou. Ainsi, le moment appliqué est la multiplication de la valeur de la force par le bras de levier.

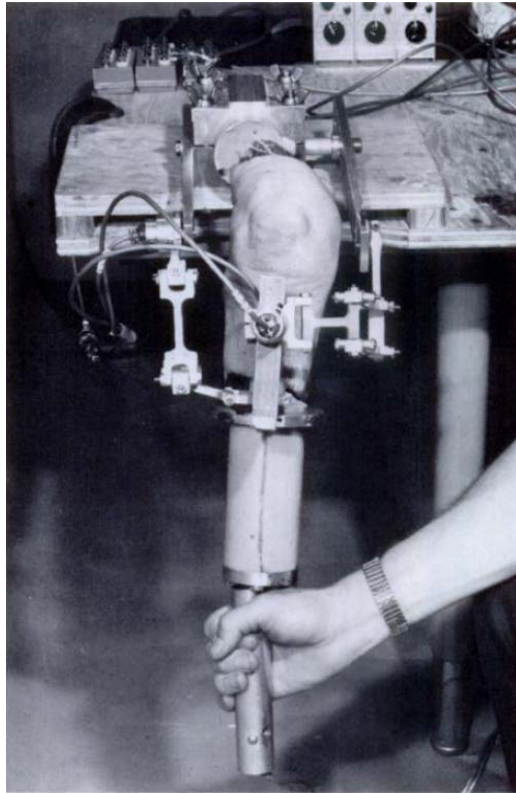


Figure 2-3: Appareil utilisé par Markolf et al (1976) pour tester la stabilité en varus-valgus.

## 2.2 Modèles analytiques et d'éléments finis

Durant les trois dernières décennies, et comme complément puissant aux études expérimentales, plusieurs modèles mathématiques et numériques avec différents degrés de précision ont été élaborés. Ces outils sont devenus des alternatives indispensables pour simuler et comprendre le comportement biomécanique de l'articulation du genou et de ses composantes. En outre, ils peuvent prévoir la majorité des variables importants, telles que les déplacements primaires et couplés, la distribution des contraintes et des déformations, la zone et la pression de contact dans l'articulation du genou au cours des différentes postures et activités physiques (Yang, Canavan, Nayeb-Hashemi, Najafi, & Vaziri, 2010). En effet, les procédures expérimentales *in-vivo* ou *in-vitro* sont souvent limitées et coûteuses, mais demeurent un excellent moyen de validation des modèles mathématiques. C'est pour cela que l'on entend toujours parler des complémentarités entre ces deux stratégies. Dans la présente partie de l'étude bibliographique, l'accent est mis sur les efforts effectués jusqu'à présent dans le domaine de la modélisation numérique de l'articulation du genou.

Dans le cas de la simulation d'une articulation, on peut répertorier deux types de modèles: cinématique et cinétique. Le modèle cinématique permet d'exprimer les évolutions possibles en position, vitesse et accélération des éléments constitutifs de l'articulation sans tenir compte des données relatives à la masse et aux efforts extérieurs. Par contre, le modèle cinétique, en incorporant les relations constitutives, relie les mouvements décrits par le modèle cinématique aux conditions de chargement. Ce dernier se divise en quasi-statique et en dynamique. Les modèles quasi-statiques déterminent les paramètres de forces et de mouvements du joint du genou humain en résolvant les équations d'équilibre statique, sujettes à des contraintes appropriées pour une position spécifique du genou. Cette procédure est répétée pour les autres positions couvrant la plage de flexion du genou. Quant aux modèles dynamiques, ils consistent à résoudre les équations différentielles du mouvement, sujettes à des contraintes appropriées, pour obtenir les paramètres de force et ceux du mouvement du joint du genou sous chargements dynamiques.

Plusieurs modèles ont été développés par la méthode des EF sans prendre en considération la présence des ménisques (Atkinson, Atkinson, Huang, & Doane, 2000; Blankevoort & Huiskes, 1991c; Blankevoort, Kuiper, Huiskes, & Grootenboer, 1991a; Crowninshield et al., 1976; E. Grood & Hefzy, 1982). Le modèle de Blankevoort et Huiskes (1991a), comme la majorité des modèles 3D (Blankevoort & Huiskes, 1991c; Blankevoort et al., 1991a; Hirokawa, 1991; Van Eijden, Kouwenhoven, Verburg, & Weijs, 1986; Wismans, Veldpaus, Janssen, Huson, & Struben, 1980), décrit les surfaces de contact articulaires par des polynômes de différents ordres en supposant un contact déformable (rigidité dans une direction) entre elles, et un comportement non linéaire élastique pour les ligaments (Figure 2-4). Les surfaces articulaires ont été obtenues par la technique de stéréophotogrammétrie et le contact entre elles a été considéré sans frottement. Ce modèle a été intensivement utilisé en flexion sous différentes charges. Cependant, le fait de négliger les ménisques et simplifier les couches de cartilages constitue des limitations majeures.

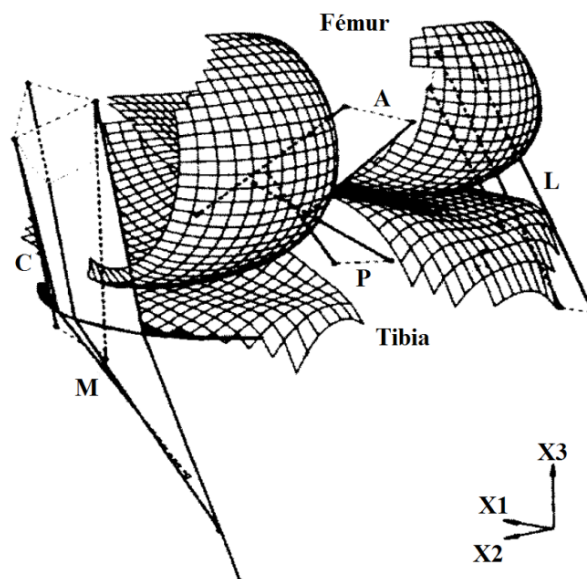


Figure 2-4: Représentation de la géométrie du modèle par éléments finis de Blankevoort et Huiskes (1991). A: LCA, P: LCP, M: LLI, L: LLE.

L'introduction des ménisques dans les modèles mathématique a été rendue possible avec la connaissance accrue des propriétés mécaniques des ménisques via des études expérimentales (A. Ahmed & D. Burke, 1983; Chia & Hull, 2008; Fithian et al., 1990; S. Shoemaker & Markolf, 1986; Tissakht & Ahmed, 1995). Initialement, des modèles axisymétriques du ménisque ont été développés (Aspden, 1985; Sauren, Huson, & Schouten, 1984; Schreppers, Sauren, & Huson, 1990; Spilker, Donzelli, & Mow, 1992), ces travaux, parmi d'autres, ont modélisé les ménisques comme des composites avec une matrice incompressible renforcée avec des fibres.

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. Tel est le cas dans les modèles de Li et al., (2002), de Pena et al., (2005) et celui de Kazemi et al., (2011), qui ont reconstruit leurs modèles grâce aux images obtenues par la méthode de résonance magnétique (IRM). Le modèle développé par Li et al., (2002) est composé de 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. Ce travail consistait à l'étude paramétrique de la biomécanique du genou avec un ligament croisé blessé et reconstruit. Le modèle de Bendjaballah et al (1995; 1997, 1998) est le premier modèle à tenir compte de l'inhomogénéité et l'anisotropie des ménisques, en les modélisant comme des matériaux composites (matrice renforcée par des fibres de collagène dans les directions radiale et circonférentielle).

Cette amélioration a touché également l'aspect poroélastique du genou avec la modélisation par EF de l'écoulement du fluide dans les couches de cartilage et des ménisques (Atehsian, Lai, Zhu, & Mow, 1994; L. Li, Soulhat, Buschmann, & Shirazi-Adl, 1999b; Wilson, Van Donkelaar, Van Rietbergen, Ito, & Huiskes, 2004). Récemment, Kazemi et al., (2011) ont déterminé l'influence de la pression du fluide des tissus cartilagineux sur la mécanique articulaire. Cependant, la pression du fluide dans les constituants de l'articulation du genou a été généralement ignorée, afin d'éviter les difficultés associées à la modélisation numérique 3D du contact (Haut Donahue & Hull, 2002; Penrose, Holt, Beaugonin, & Hose, 2002; Shirazi, Shirazi-Adl, & Hurtig, 2008). Par conséquent, le cartilage articulaire est souvent modélisé comme un matériau à une seule phase élastique linéaire (Bendjaballah et al., 1995; G. Li, Gil, Kanamori, & Woo, 1999a; Pena, Calvo, Martinez, & Doblare, 2006). Les ménisques sont généralement modélisés comme isotropes, linéaires et élastiques (Pena et al., 2006; Pena et al., 2005). Dans certains cas, ils sont considérés comme transversalement isotropes (Haut Donahue & Hull, 2002) ou d'un solide linéaire et élastique renforcé par des fibres de collagène (Bendjaballah et al., 1995; Penrose et al., 2002; Shirazi et al., 2008). Les simplifications faites dans certains cas ont permis, de faire l'analyse avec un faible coût de calcul et une convergence plus rapide, et d'obtenir des résultats encore précieux (cinématique et cinétique) sur certains aspects de la mécanique articulaire.

Pour étudier l'effet d'une ménissectomie ou des lésions méniscales sur la surface de contact, la répartition des contraintes et la distribution de pression entre les ménisques et le cartilage articulaire, Pena et al., (2005) ont développé un modèle 3D d'EF de l'articulation tibio-fémorale qui comporte le fémur, le tibia, les couches du cartilage articulaire, les ménisques et les principaux ligaments. Les ménisques et le cartilage articulaire ont été considérés comme des structures homogènes, élastiques et linéaires alors que les ligaments ont été modélisés comme des structures isotropiques et hyper-élastiques. 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. Toutefois, il faut mentionner que plusieurs autres modèles n'ont été utilisés qu'en pleine extension (Bendjaballah et al., 1995; Haut Donahue & Hull, 2002; G. Li, Lopez, & Rubash, 2001).

En utilisant la tomodensitométrie (computerized tomography), Guo et al., (2009) ont reconstruit un modèle 3D d'EF de l'articulation du genou. Ce modèle se distingue des autres par le fait qu'il comporte la structure complète du tibia, du fémur et du péroné (Figure 2-5). Il comprend aussi la patella, les couches de cartilage et les ligaments principaux. Les os ont été considérés comme des matériaux élastiques, linéaires et isotropes avec un module d'élasticité  $E=11\text{Gpa}$  et un coefficient de poisson de 0.3. Le cartilage articulaire et les ménisques ont été considérés comme des matériaux à phase unique, élastique, linéaire et isotrope, avec des modules d'élasticités  $E=5\text{Mpa}$ ,  $59\text{Mpa}$  et des coefficients de poisson de 0.46 et 0.49, respectivement.

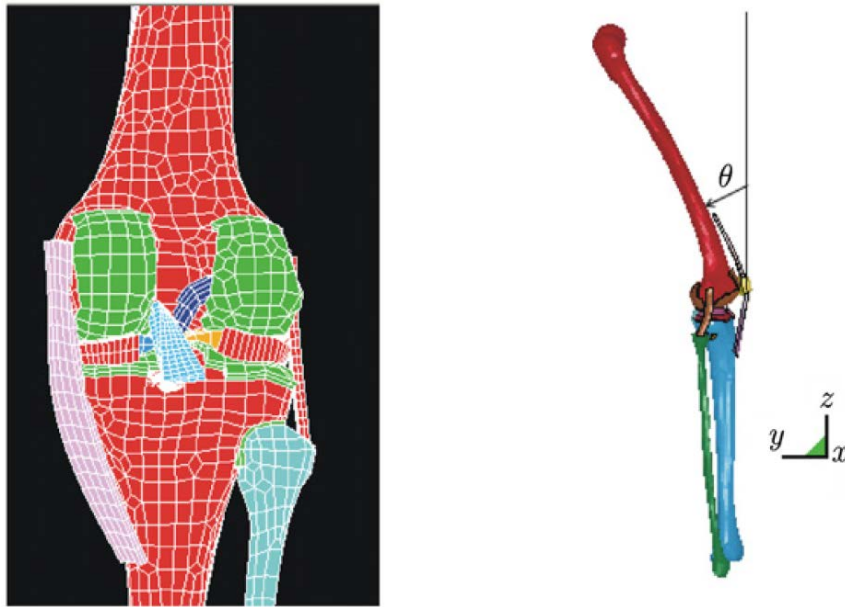


Figure 2-5: Modèle EF de Guo et al (2009).

La majorité des modèles biomécaniques de l'articulation du genou ont été développés sur la base de l'EF (Andriacchi, Briant, Bevill, & Koo, 2006; Andriacchi et al., 2004; Bendjaballah et al., 1995; Besier, Gold, Beaupré, & Delp, 2005; Fernandez & Pandy, 2006; Guo et al., 2009; Haut Donahue & Hull, 2002; G. Li et al., 2001; Pena et al., 2005; Shirazi et al., 2008; Yao, Snibbe, Maloney, & Lerner, 2006; Zielinska & Donahue, 2006). Parmi ces modèles, on distingue

celui de Bendjaballah et al., (1995) dans lequel la reconstruction de la géométrie est basée sur un échantillon cadavérique d'un genou humain normal provenant d'un donneur féminin de 27 ans et faite à partir d'acquisition d'images tomographiques et de numérisation des surfaces articulaires combinées avec des routines de génération de maillage. Ce modèle 3D non-linéaire comprend les deux ménisques médial et latéral, les couches de cartilage des trois structures osseuses (tibia, fémur et patella) ainsi que les cinq principaux ligaments (collatéraux, croisés et le tendon rotulien). Les parties osseuses ont été considérées comme des corps rigides. Les ménisques ont été modélisés comme un matériau composite avec une matrice renforcée par des fibres de collagène dans les deux directions radiale et circonférentielle. Les ligaments ainsi que les fibres de collagènes ont été modélisés comme des ressorts non-linéaires avec des déformations initiales. Cependant, les cartilages articulaires et la matrice méniscale ont été modélisés comme un matériau élastique linéaire presque incompressible (un coefficient de poisson de 0.45), avec des modules d'élasticités respectifs de 15 MPa et 10 MPa.

Ce modèle a été employé par Bendjaballah et al., (1995, 1997, 1998) pour la détermination des forces transmises à travers les composants du joint ainsi que la détermination du rôle et de l'influence des ligaments sous l'effet des forces de compression, des moments varus-valgus et des forces antérieures-postérieures. Par la suite, Moglo et Shirazi-Adl (Moglo & Shirazi-Adl, 2003, 2005) ont analysé la réponse du genou sous l'effet de la flexion du joint et le phénomène de couplage entre les ligaments croisés antérieur et postérieur durant la flexion passive du genou humain. Ainsi, dans les travaux de Mesfar et al (Mesfar & Shirazi-Adl, 2005, 2006a, 2006b) une amélioration est faite par l'addition du mécanisme extenseur (rotule-tendon rotulien-groups musculaires de quadriceps) et des muscles fléchisseurs hamstrings. Cette amélioration a permis de voir l'effet d'activation de ces muscles avec de magnitudes variables sous une marge de flexion de 0° à 90° sur la réponse des jointures tibio-fémorale et fémoro-patellaire intactes et altères. Ainsi pour étudier la réponse de cette articulation durant l'application des exercices à chaîne cinétique ouverte (OKC) ou fermée (CKC) (Adouni & Shirazi-Adl, 2009; Mesfar & Shirazi-Adl, 2008a, 2008b). Une amélioration additionnelle a été faite dans les travaux de Shirazi et al., (2008) sur ce modèle où une implémentation des fibres de collagène avec des fractions volumiques appropriées dans le cartilage articulaire a été mise en évidence. Cette dernière étude a été plus physiologique que les études précédentes puisque elle s'est intéressée à l'effet de la répartition des fibres de collagènes aux couches du cartilage sur la

réponse de l'articulation sous un chargement pur en compression ou un chargement combiné avec ou sans les dommages locaux des articulations (compression et/ou force antérieure ou postérieure).

Tableau 2-1: Différentes conditions aux limites utilisées dans des travaux cadavériques et théoriques. L/M: latéral/médial, A/P: antérieur/postérieur, P/D: proximal/distal, F/E: flexion extension, V/V: varus/valgus, I/E: interne/externe.

Poh et al., (2011)	Cadavérique	En pleine extension, une force de compression de 1800N appliquée au centre de deux condyles. Le fémur a été laissé libre en P/D. Le tibia libre en L/M, A/P, V/V et I/E. Les autres degrés de libertés sont fixes.
Paci et al., (2009)	Cadavérique	Une force de compression de 1000N appliquée sur le tibia, suivie d'une flexion du fémur de 0 à 60°. Six degrés de libertés du joint.
Shirazi et al., (2008)	Modèle EF	En pleine extension sous des forces de compression allant jusqu'à 2000N, le fémur a été fixé, tandis-que le tibia a été laissé sans contrainte sauf en F/E.
Allaire et al., (2008)	Cadavérique	Une force de compression de 1000N appliquée dans différentes configurations de flexion du fémur (0, 30, 60 et 90deg). La rotation V/V du fémur, la rotation I/E du tibia et les translations A/P et L/M du tibia ont été laissées libres.
Lee et al., (2006)	Cadavérique	Une force de compression de 1800N appliquée sur le fémur qui a été maintenu fixe, sauf dans la direction P/D, dans trois positions de flexion (0°, 30° et 60°). Cette configuration permet 4 degrés de liberté du joint, avec les rotations F/E et V/V contraintes.
Haut Donahue et al., (2002; 2003)	Modèle EF + Cadavérique	En pleine extension, une force de compression de 800N (1200N) appliquée sur le tibia. Les translations ainsi que les rotations du fémur et la rotation F/E du tibia ont été fixées, avec les autres degrés de liberté du tibia libres. Des cas additionnels sont analysés, avec le tibia fixe à la fois en F/E et V/V, en F/E et I/E, et en F/E V/V et I/E.
Bendjaballah et al., (1995)	Modèle EF	En pleine extension, une force de compression de 1000N appliquée sur le fémur. Le tibia a été fixé, le fémur translate librement dans les directions proximales-distales, médiales-latérales et antérieures-postérieures, la rotation interne-externe est soit laissée libre soit fixe, tandis que les rotations varus- valgus et flexion extension sont maintenues fixes tout au long de l'analyse.
Brown and Shaw (1984)	Cadavérique	Une force de compression de 3000N appliquée sur le tibia, dans quatre angles de flexion du fémur (0, 10, 20 et 30°). Un dispositif de serrage du genou à une conception relativement simple qui permet au fémur et au tibia d'être semi-contraints dans tous les degrés de libertés, à l'exception de celui dans la direction du chargement. Rotation V/V du genou fixe.
Ahmed and Burke (1983)	Cadavérique	Aucune restriction sur les mouvements relatifs d'une composante osseuse par rapport à l'autre. Une force de compression allant jusqu'à 2668N, appliquée à 0, 30, 60 et 90°.
Fukubayachi and kurosawa (1980)	Cadavérique	La force de compression (1000N) a été appliquée sur le tibia. Pour avoir la position la plus naturelle, ils ont choisi les rotations valgus et interne du fémur le plus physiologique.

## 2.3 But de la recherche et plan du mémoire

La revue de la littérature nous a permis d'avoir une vue d'ensemble sur les travaux expérimentaux et théoriques qui se sont intéressés à l'étude de l'articulation du genou et qui touchent directement ou indirectement notre travail.

La revue des études théoriques montre qu'un modèle par EF développé de façon appropriée est un outil puissant pour prédire les effets des différents paramètres impliqués, et de fournir des informations difficiles à obtenir par l'expérimentation. Dans ce travail, on utilise deux modèles EF de l'articulation tibo-fémorale (Adouni et al., 2012; Mesfar & Shirazi-Adl, 2008a). Une étape initiale consiste à transférer le modèle de Mesfar et Shirazi., (2008a, 2008b), de la version ABAQUS 6.7 à la version ABAQUS 6.10. Ce dernier est caractérisé par une capacité de visualisation plus performante et une grande amélioration au niveau de l'algorithme de contact et un temps d'exécution nettement plus court permettant plus de manœuvre et de flexibilité dans nos analyses.

Pour la majorité de ces travaux, l'analyse de l'articulation du genou sous des forces de compression est une tâche difficile à étudier. Il nécessite un bon choix des conditions aux limites ainsi qu'un bon ajustement de la direction d'application de la force. La plupart de ces études ont maintenu le fémur fixe et ont appliqué la force de compression sur le tibia, avec un intérêt commun qui consiste à conserver la stabilité et la mobilité de l'articulation. En effet, à cause de l'instabilité du joint face à une telle charge, plusieurs études ont choisi de fixer les rotations dans le plan frontal et sagittal. Seuls quelques travaux ont laissé le tibia complètement libre lors de l'application de la force de compression. Cette tâche a été précédée par un ajustement adéquat afin d'assurer que la force soit appliquée perpendiculairement aux surfaces de contact de l'articulation et de manière à ne pas générer des rotations flexion-extension. Toutefois, il n'existe aucun travail tenant compte de l'ajustement de la force dans le plan frontal. Notre premier but est alors d'appliquer la force de compression tout en maintenant libre le tibia et de manière à ne pas générer des rotations, ni dans le plan sagittal, ni dans le plan frontal. Pour ce faire, on applique cette force dans une position dite d'équilibre mécanique (MBP). On commence alors par identifier ce point pour chaque combinaison entre force de compression et angle de flexion, qui nous permet d'atteindre l'objectif précédemment mentionné.

Un autre point abordé dans cette revue est le suivant: bien que la méthode des segments, utilisée par la majorité des études expérimentales pour quantifier la rigidité de l'articulation, soit largement acceptée, elle a des limitations liées au choix du point tangent et aux précisions de la méthode. En outre, ces travaux suggèrent qu'il faut étudier la rigidité de l'articulation dans une position d'équilibre statique (position neutre). Nous étudions la rigidité par application d'une perturbation linéaire autour d'un point (MBP) qui représente le centre instantané de rotation du joint et donc d'équilibre statique.

On veut également analyser la réponse de l'articulation tibio-fémorale à un chargement en varus-valgus, dans les cas non-chargé et chargé par des forces de compression allant jusqu'à 1800N. On s'intéresse également, lors de cette analyse, aux effets qu'engendre la contrainte de la rotation interne-externe du tibia sur la rigidité et la laxité globale.

Ainsi, après cette vue d'ensemble sur la littérature, nous avons été en mesure de formuler nos hypothèses. Ces dernières nous guideront par la suite dans le choix de notre méthodologie:

- La résistance passive de l'articulation tibio-fémorale est importante particulièrement en présence de la force de compression. Négliger ces moments passifs pourrait conduire à une surestimation de la force musculaire dans les modèles musculo-squelettiques du genou.
- Les rigidités instantanées de l'articulation du genou varient d'une manière significative avec la force de compression et l'angle de flexion du joint.
- La réponse varus-valgus de l'articulation du genou devient plus rigide, en présence d'une force de compression. Cependant, la laxité diminue et s'accompagne d'une diminution des forces dans les ligaments collatéraux, ce qui pourrait mettre l'accent sur le rôle accru de l'articulation elle-même.
- L'utilisation d'un modèle plus raffiné ne devrait pas changer de façon significative la cinématique et les prédictions globales du modèle moins raffiné.

Ce mémoire comporte une introduction, quatre chapitres et une conclusion:

- ❖ Le premier chapitre contient une description de l'anatomie fonctionnelle de l'articulation du genou ainsi que la manière dont ses éléments constitutifs interagissent afin de comprendre d'une manière efficace leur fonctionnement.

- ❖ Le deuxième chapitre présente une vue d'ensemble de la littérature. On s'intéresse aussi bien aux études expérimentales qu'aux études théoriques. Ce chapitre se termine par la présentation du but et du plan du mémoire.
- ❖ Dans le troisième chapitre on présente notre article intitulé "Knee joint passive stiffness and moment in sagittal and frontal planes markedly increase with compression".
- ❖ Dans le quatrième chapitre nous ferons une discussion générale. Ce chapitre sera suivi par des conclusions sommaires et des recommandations.



**CHAPITRE 3    ARTICLE 1: KNEE JOINT PASSIVE STIFFNESS AND  
MOMENT IN SAGITTAL AND FRONTAL PLANES MARKEDLY  
INCREASE WITH COMPRESSION**

**Marouane, H; Shirazi-Adl, A; Adouni, M**

Division of Applied Mechanics, Department of Mechanical Engineering  
École Polytechnique, Montréal, Québec, Canada

Article submitted to  
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering  
(28 September 2012)

Keywords: Knee Joint; Finite element; Compression; Stiffness; Mechanical balance point; Varus-valgus.

## ABSTRACT

Knee joints are subject to large compression forces in daily activities. Due to artifact loads and instability under large compression loads, biomechanical studies impose additional constraints to circumvent the compression position-dependency in response. To quantify the effect of compression on passive knee moment resistance and stiffness, two validated finite element models of the tibiofemoral joint, one refined with depth-dependent fibril-reinforced cartilage and the other less refined with homogeneous isotropic cartilage, are employed. The unconstrained tibiofemoral joint response in sagittal and frontal planes is investigated at flexion angles  $0^{\circ}$ - $45^{\circ}$  under up to 1800 N compression preloads. The compression is applied at the joint mechanical balance point identified as a point at which the compression does not cause any coupled rotations in sagittal and frontal planes. The mechanical balance point of the unconstrained joint is located at the lateral plateau in small compressions and shifts medially towards the inter-compartmental area at larger compression forces. The compression force substantially increases the joint moment bearing capacities and instantaneous angular rigidities in both frontal and sagittal planes. The varus-valgus laxities diminish with compression preloads despite concomitant substantial reductions in collateral ligament forces. While the angular rigidity should enhance the joint stability, the augmented passive moment resistance under compression preloads plays a crucial role in supporting external moments and should as such be considered in the knee joint musculoskeletal models.

### 3.1 INTRODUCTION

During regular daily activities, the human knee joint experiences large compression forces of magnitudes that exceed one's total body weight. Based on recent *in vivo* measurements using instrumented implants in patients following total knee arthroplasty, the compression force on each knee joint reaches up to about 1.5, 3 and 4 times total body weight during upright standing, level walking and stair ascending, respectively (Kutzner et al., 2010). These values are expected to substantially increase during various sportive and occupational activities. Apart from the above-the-knee gravitational and inertial forces, muscle forces crossing the knee are the main reason for the excessive compression forces on the joint particularly during heavier activities. Muscle activations aim to balance external loads on the joint, augment joint stability and control

reflexively in sudden perturbation conditions. The large compression forces play a crucial role in commonly observed knee joint injuries and degenerative processes.

Due to the joint instability as well as artifact loads caused by large compression forces, *in vitro* biomechanical investigations of the knee joint face the dilemma of how (e.g., joint constraints) and where (anterior-posterior, A-P, and medial-lateral, M-L, locations) to apply compression forces of physiological magnitudes (A. M. Ahmed & D. L. Burke, 1983; K. L. Markolf et al., 1981). To circumvent these difficulties under compression forces, the joint has often been constrained in some degrees-of-freedom such as the rotations in sagittal and frontal planes (Brown & Shaw, 1984; Kurosawa et al., 1980; Lee et al., 2006; Maquet et al., 1975; Meyer & Haut, 2005). In this way, the joint is stabilized and the A-P and M-L locations of the point of application of the compression force become irrelevant. Some others used a functional axes technique to free the constraint on the varus-valgus thus remaining with a 5 degrees-of-freedom system (Huang et al., 2003; Sekaran et al., 2002). While acknowledging the difficulty in locating a priori the position of the applied compression for a desired joint flexion angle, Ahmed and Burke (1983) developed and tested an apparatus allowing for the shift in the A-P position of the load in order not to constrain the flexion-extension angle. They reported that to maintain equilibrium as much as 1 cm posterior shift was needed when the joint rotated from 0° to 90° flexion. The M-L location of the load was however arbitrarily adjusted in this work. It is interesting to note that the same concerns have existed in the biomechanics community working on multi-motion segment studies of the human spine where small compression forces (much lower than physiological values) cause instability and artifact moments. Novel effective remedies are the application of compression forces via either a pair of cables following vertebral motions in *in vitro* studies (Patwardhan, Havey, Meade, Lee, & Dunlap, 1999) or wrapping elements that follow vertebral endplate centres in model studies (Shirazi-Adl & Parnianpour, 2000).

Another related issue is the effect of axial compression on passive knee joint stiffness and moment resistance in sagittal and frontal planes. The axial compression has been demonstrated to substantially increase load carrying capacity and stiffness of ligamentous lumbar spinal motion segments (Shirazi-Adl, 2006). Same effects have been demonstrated for the knee joint as well; the joint rigidity and load carrying capacity increase with the compression force (Hsieh & Walker, 1976; K. L. Markolf et al., 1981). Earlier *in vivo* attempts to estimate the knee passive

moment resistance in the sagittal plane with the objective to be implemented in gait simulations have been limited to the non-weight bearing conditions and under almost no compression forces (Mansour & Audu, 1986; Riener & Edrich, 1999; Silder et al., 2007). The effect of medial plateau osteoarthritis (OA) on varus-valgus moment resistance and stiffness has also been measured *in vivo* in OA and asymptomatic subjects in non-weight bearing relaxed seated position (Creaby et al., 2010). In addition to the likely effects on results of the definition of joint center and existing low muscle activities, these *in vivo* moments are partly due to the passive contribution of muscles when stretched. Earlier model studies of the knee joint during gait have often neglected the compression-dependent joint passive resistance when computing muscle forces (K. Shelburne, Torry, & Pandy, 2005; K. B. Shelburne, Torry, & Pandy, 2006). Ligaments, menisci, articular cartilage and contact forces contribute to the passive moment carrying capacity of the joint that is expected to increase under larger joint compression forces. These passive moments tend to support a portion of net external moments and to contribute to the joint stability.

In view of the above, the objective of this study is set to quantify the effect of a varying compression force (up to 1800 N being about 3 times the body weight of a female subject corresponding to our finite element model) on the passive response of the tibiofemoral (TF) joint in both sagittal and frontal planes at different knee flexion angles (0-45deg). Attention is focused on the effect of compression preload on the joint moment carrying capacity and instantaneous (tangent) angular stiffness in both frontal and sagittal planes. For this purpose, two validated finite element (FE) models of the TF joint are employed (Adouni & Shirazi-Adl, 2009). To avoid artifact loads under large compression forces, a novel technique is used in which the compression force is applied at the instantaneous mechanical balance point (MBP) of the unconstrained TF joint defined as a point where the applied force does not generate any rotations in both sagittal and frontal planes. It is hypothesized that the knee passive moment resistance and tangent stiffness in both sagittal and frontal planes increase with the joint compression preload.

## **3.2 METHODS**

### *Finite element models*

The FE model of the TF joint, reconstructed initially from a female cadaver specimen (Bendjaballah et al., 1995), consisted of two bony structures (tibia and femur) simulated as rigid bodies due to their much higher stiffness (Haut Donahue & Hull, 2002), and their compliant articular cartilage layers as well as menisci. This passive model contained four principal ligaments (ACL, PCL, LCL and MCL) (Figure 3-1a).

Two models with different refinement levels and cartilage material representations were used in this study. The refined model (Figure 3-1b) simulated the articular cartilage and menisci as fibril-reinforced composite tissues. The non-fibrillar matrices of cartilage layers and menisci were modeled by isotropic incompressible hyperelastic solids with depth-dependent properties whereas fibrils networks at different depths were simulated either by membrane or continuum elements (Adouni et al., 2012). This model, however due to the required large number of analyses, execution time and convergence difficulties was used only for limited cases. Analyses were subsequently performed by our earlier simpler model (Figure 3-1a) with less refined mesh and isotropic representation of the articular cartilage (Adouni & Shirazi-Adl, 2009; Mesfar & Shirazi-Adl, 2006a, 2006b; Moglo & Shirazi-Adl, 2005). The refined model was used in this study only at the full extension and 45° flexion positions where both models were verified to yield comparable results under up to 1000 N compression loading.

In the less refined model (Figure 3-1a), the articular cartilage layers were considered as depth-independent homogeneous isotropic with elastic modulus of 12 MPa and Poisson's ratio of 0.45. The matrix of menisci (apart from reinforcing nonlinear collagen fibrils in radial and circumferential directions) was also taken as isotropic with 10 MPa for the elastic modulus and 0.45 for the Poisson's ratio. Meniscus matrices were stiffened by a higher modulus of 15 MPa at both ends (~5 mm length) where inserted into the tibia to simulate their horns. Articulations at the cartilage–cartilage (i.e., uncovered areas) and cartilage–meniscus (i.e., covered areas) regions were simulated using a large displacement frictionless hard contact (surface to surface) algorithm with no penetration allowed. Each meniscus simultaneously articulated with the tibial and femoral cartilage layers at its distal and proximal surfaces. Ligaments were each modeled by a number of uniaxial elements with different initial pre-strains, non-linear material properties (tension-only) and initial cross-sectional areas of 42, 60, 18 and 25mm<sup>2</sup> for ACL, PCL, LCL and MCL, respectively (Mesfar & Shirazi-Adl, 2005, 2006b).

### *Loading and boundary conditions*

The knee joint passive response was studied at 4 flexion angles;  $0^\circ$  (full extension),  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  and  $45^\circ$ , under a compression preload varying from nil to 1800N. At the first step, the undeformed joint reference or resting configuration was established by considering the joint response under the prestrains in ligaments. The femur was then flexed about its M-L axis (X) to the desired joint flexion angle ( $0^\circ$ - $45^\circ$ ) and was fixed in all directions thereafter. The tibia was left fully free throughout. To avoid the artifact moments especially under larger compression forces, the preload compression forces (0-1800N) were applied onto the tibia at a location iteratively identified not to generate flexion-extension and varus-valgus angulations. This MBP location varied with the joint flexion angle and compression preload. At this condition, the tibia did neither rotate in the sagittal plane nor in the frontal plane.

The passive instantaneous stiffness of the TF joint under a given compression preload and joint flexion angle was subsequently evaluated in both sagittal and frontal planes by carrying out linear perturbation analyses at the joint deformed configurations. For this purpose, an infinitesimal rotation ( $0.001^\circ$ ) in sagittal or frontal planes was applied on the tibia at its instantaneous MBP while constraining the remaining degrees-of-freedom. The corresponding stiffness values were determined as the ratio of the required moments over the applied infinitesimal rotations.

Finally at the full extension position under various compression preloads applied at their respective MBP, the varus/valgus response of the TF joint was studied under up to 20 Nm varus-valgus moments with the internal-external rotation of the tibia either fixed or left free (for valgus, limited cases were not completed due to convergence problems). The nonlinear elastostatic analyses were performed using ABAQUS (version 6.10, Simulia Inc., Providence, RI) finite element package program.

### **3.3 RESULTS**

At all flexion angles ( $0^\circ$ - $45^\circ$ ), the joint MBP translates medially from the lateral plateau towards the tibia linter-compartmental area as the compression load increases to 1800N (Figure 3-2). It also abruptly moves posteriorly as the joint angle changes from the full extension to  $15^\circ$

flexion. Due to the lateral location of the MBP, especially at smaller compression preloads, a larger portion of the total contact force is transmitted via the lateral plateau at all flexion angles and compression forces (Figure 3-3). The TF contact load on the lateral plateau is transferred primarily through the lateral meniscus at the covered areas (Figure 3-3). In contrast, the uncovered zone at the medial plateau supports a much greater portion of the compartmental contact load (Figure 3-3). Contact areas and mean contact pressures are also found larger at the lateral plateau as listed for the full extension condition in Table 3-1. At full extension, ACL force experiences a peak force of 118 N under 1800 N compression. As the joint flexion increases, ACL force drops while in contrast LCL force increases reaching its maximum of 82N at 45° under 1800N. Forces in PCL and MCL remain overall small not exceeding 25N at different conditions.

The TF passive moments are calculated at the reference point on the femur (RP-F, Figure 3-1) that is located between the epicondylar centers and taken commonly as the joint center in the musculoskeletal model studies of gait. The TF passive flexion moment substantially increases with the compression preload at all joint angles and with the joint flexion when compared to the full-extension position (Figure 3-4). The valgus moment markedly increases with the compression preload at the full extension but shows less dependence under larger compression forces at 15°-45° joint angles (Figure 3-5). In contrast to the flexion moment, the joint resistance is greatest here at the full extension (Figure 3-5). The instantaneous (tangent) angular rigidities of the TF joint in the sagittal (Figure 3-6) and frontal (Figure 3-7) planes significantly increase with the compression preload for all joint angles. The flexion/extension rigidity drops between 0° and 15° joint angles but remains relatively constant thereafter as the joint angle increases to 30° and 45° (Figure 3-6).

At the full extension position (0° flexion), both varus and valgus moment carrying capacities of the TF joint substantially increase with the compression preload (Figure 3-8). The moment-angulation curves are found much stiffer in varus than in valgus. The TF total varus-valgus laxity at  $\pm 20$  Nm moments diminishes from about 11° at no compression preload to about 3.5° when 1800 N compression preload is present. Larger laxities are predicted in varus when the tibial internal-external rotation is left also free (Figure 3-8). Despite much stiffer response under larger compression loads, the forces in collateral ligaments drop significantly as compression

preload increases (Figure 3-9). These forces are altered slightly as tibial internal-external rotation is allowed. At larger compression preloads, ACL force increases in varus but decreases in valgus; at 1800 N it varies from 118 N to its maximum of 144 N at 20 Nm varus and to its minimum of 102 N in 20 Nm valgus. PCL forces remain much smaller reaching the peak force of 34 N at 20 Nm valgus under no preload compression.

### **3.4 DISCUSSION**

We aimed in this work to evaluate the effect of compression preloads on the TF joint passive moment resistances and tangent angular rigidities in the sagittal and frontal planes at 0°-45° flexion positions. To avoid artifact loads, the compression preloads were applied on the fully unconstrained joint at its MBP identified in a way as not to yield tibial rotations in sagittal and frontal (coronal) planes. The applied compressive preloads up to 1800 N (3 times body weight of a female subject corresponding to our female FE model) were chosen to simulate physiological compression forces expected during gait (D'Lima, Patil, Steklov, Slamin, & Colwell, 2006; Kutzner et al., 2010; K. Shelburne et al., 2005). To reach this objective, we used two validated FE models (Adouni & Shirazi-Adl, 2009; Adouni et al., 2012) with different refinement levels and cartilage material representations and verified their equivalence in yielding similar predictions of interest in the current work. Results confirmed our hypothesis that TF passive moment carrying resistances and angular tangent rigidities in the sagittal and frontal planes substantially increase with the compression preload. As such and due to the relatively large passive moments computed in this work, musculoskeletal model studies of the lower extremity should account for the passive, compression-dependent, moment resistance and angular stiffness of the knee joint in order to improve the accuracy of estimated muscle forces, internal forces and joint stability margins.

The predicted contact areas and mean contact pressures at various compression force levels were found in general agreement with measured and computed values reported in the literature (Table 3-1). Predicted reduction in the TF contact area with the knee flexion angle under compression was corroborated by measurements of Ahmed et al. (1983). The less refined model yielded results in relatively close agreement with the more refined one (e.g., Table 3-1) thus supporting its use to obtain current predictions. For example, the passive flexion and valgus moments changed slightly from 3.16 Nm and 14.24 Nm to 3.32 Nm and 14.82Nm, respectively,



while the location of the MBP varied only by 0.17 mm in the posterior direction and 0.59 mm in the lateral direction under 1000 N compression preload at full extension position when the more refined model was used.

Compression force on the knee joint is omnipresent in almost all daily activities. It is generated by the external loads, upper body weight, loads held in hands, inertia and muscle forces crossing the joint and reaches large values much greater than the total body weight. Due to artifact loads and joint instability, experimental and model studies have found it difficult to consider physiological compression loads as results would depend on the constraints imposed on motions and the location of the compression force itself. To avoid the latter dependency on the position of the compression force, constraints on joint rotations in sagittal and frontal planes are often imposed (Brown & Shaw, 1984; Kurosawa et al., 1980; Lee et al., 2006; Maquet et al., 1975; Meyer & Haut, 2005). In the current study with the femur fixed but the tibia completely free, a novel approach is considered to circumvent these concerns. The MBP of the joint is iteratively searched in a manner not to cause coupled tibial rotations in flexion-extension and varus-valgus angulations. The location of the MBP varies with the compression preload and joint flexion; it shifts medially with increasing compression force and posteriorly as the joint flexes from the full extension position to 15° angle (Figure 3-2). Ahmed and Burke (1983) reported that up to a 1 cm posterior shift in the position of the applied compression force was necessary for equilibrium at a desired joint flexion angle when the joint rotated from 0° to 90° flexion. It is interesting to note that the varying MBP actually represents the joint instantaneous centre-of-rotation under different compression preloads.

The TF passive flexion moment resistance substantially increases with the compression preload at all knee flexion angles considered (Figure 3-4). This passive moment is found minimum at the full extension position and increases significantly at 15° flexion angle while remaining nearly unchanged thereafter to 45°. The passive valgus moment also increases with the compression preload at full extension. At joint flexion positions 15°-45°, this increasing trend disappears at compression forces beyond 1500 N (Figure 3-5). Moreover, unlike under flexion moments, the valgus moment is found at its peak at full extension and drops and remains constant thereafter as joint flexes. These moments are evaluated on the femur at its reference point between epicondylar centers when the compression preloads are applied at the joint MBP. As the

same femoral reference point is used in the musculoskeletal models of the lower extremity during gait analyses, these results highlight the need to consider compression-dependent passive moments in resisting external moments when attempting to estimate muscle forces and joint loads (K. Shelburne et al., 2005; K. B. Shelburne et al., 2006).

With the compression preloads at their respective MBPs, the passive varus-valgus laxities substantially decrease with the preload compression. In other words, under the same angulations, the TF passive moment resistance markedly increases at larger compression preloads (Figure 3-8). At the same time and despite greater moments, forces in both collateral ligaments diminish as the compression preload increases (Figure 3-9). This points both to the protective role of compression force in reducing strains in collateral ligaments and to the shift in moment carrying role from collateral ligaments to contact forces. Similarly, the TF instantaneous (tangent) angular rigidities in flexion-extension and varus-valgus significantly increase in presence of compression preloads. This trend manifests itself at all preloads (up to 1800 N) and flexion angles (up to 45°); when for example the compression increases from 10N to 1800N the stiffness increases 15-fold in the sagittal plane at 15° flexion and 17-fold in frontal plane at 45° flexion. The angular stiffness is found largest at full extension; in the sagittal plane under all loads (Figure 3-6) and in the frontal plane at lower compression loads (Figure 3-7). The foregoing stiffening effects of compression on joint response and stiffness have been reported in earlier *in vitro* studies (Hsieh & Walker, 1976; K. L. Markolf et al., 1981; Wang & Walker, 1974). Under a minimal compression preload of 10 N, the model computed tangent varus-valgus angular stiffness values of 4.59, 1.46, 1.34 and 0.95 Nm/deg in the frontal plane at 0°, 15°, 30° and 45° joint flexion angles, respectively (Figure 3-7). With no joint compression, the femur fixed and tibia under varus-valgus moments, Markolf et al.(1976) measured *in vitro* the stiffness values (mean  $\pm$  standard deviation) of 11.0 $\pm$ 7.5, 1.6 $\pm$ 1.2, 1.1 $\pm$ 0.8 and 0.8 $\pm$ 0.9 Nm/deg at 0°, 10°, 20° and 45° flexion angles, respectively. Moreover, Creaby et al.(2010) measured *in vivo* at 20° flexion the midrange angular stiffness of 1.62 $\pm$ 0.68 Nm/deg in asymptomatic controls while Bendjaballah et al.(1997) predicted the stiffness of about 4.5 Nm/deg at full extension.

In summary, the TF passive response is investigated under different compression preloads applied at the joint MBP at which location the fully unconstrained joint does not rotate in both sagittal and frontal planes. The compression force substantially increases the TF moment bearing

capacities and instantaneous angular rigidities in both frontal and sagittal planes. While the angular rigidity should enhance the joint stability, the passive moment resistance of the knee joint plays a crucial role in protecting ligaments and supporting external moments and should as such be considered in the musculoskeletal models of the joint aiming for an accurate estimation of muscle forces and joint response.

### 3.5 Acknowledgements

The work was supported by a grant from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC-Canada) and a scholarship from the University Mission of Tunisia in North America (MUTAN-Tunisia).

### 3.6 REFERENCES

- Adouni M, Shirazi-Adl A. 2009. Knee joint biomechanics in closed-kinetic-chain exercises. *Comp Methods Biomech Biomed Eng.* 12 (6): 661-670.
- Adouni M, Shirazi-Adl A, Shirazi R. 2012. Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses. *J Biomech.*
- Ahmed AM, Burke DL. 1983. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints—part i: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng.* 105 (3): 216–225.
- Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor D. 1995. Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee.* 2 (2): 69-79.
- Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor D. 1997. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech.* 12 (3): 139-148.
- Brown TD, Shaw DT. 1984. In vitro contact stress distribution on the femoral condyles. *J Orthop Res.* 2 (2): 190-199.
- Creaby MW, Wrigley TV, Lim BW, Bowles KA, Metcalf BR, Hinman RS, Bennell KL. 2010. Varus–valgus laxity and passive stiffness in medial knee osteoarthritis. *Arthrit Care Res.* 62 (9): 1237-1243.
- D'lima DD, Patil S, Steklov N, Slamin JE, Colwell CW. 2006. Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *J Arthrop.* 21 (2): 255-262.
- Fukubayashi T, Kurosawa H. 1980. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop.* 51 (1-6): 871-879.
- Haut Donahue TL, Hull M. 2002. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biomech Eng.* 124: 273.
- Haut Donahue TL, Hull M, Rashid MM, Jacobs CR. 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.
- Hsieh H, Walker P. 1976. Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 58 (1): 87.
- Huang A, Hull M, Howell SM. 2003. The level of compressive load affects conclusions from statistical analyses to determine whether a lateral meniscal autograft restores tibial contact pressure to normal: A study in human cadaveric knees. *J Orthop Res.* 21 (3): 459-464.
- Krause W, Pope M, Johnson R, Wilder D. 1976. Mechanical changes in the knee after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am.* 58 (5): 599.
- Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H. 1980. Load-bearing mode of the knee joint: Physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clin Orthop Relat Res.* (149): 283.
- Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann G. 2010. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech.* 43 (11): 2164-2173.
- Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, Lorenz EP, Hayden JK, Farr J, Kang RW, Cole BJ. 2006. Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. *Am J Sports Med.* 34 (8): 1334-1344.
- Mansour J, Audu ML. 1986. The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. *J Biomech.* 19 (5): 369-373.
- Maquet PG, Van De Berg AJ, Simonet J. 1975. Femorotibial weight-bearing areas. Experimental determination. *J Bone Joint Surg Am.* 57 (6): 766.
- Markolf K, Mensch J, Amstutz H. 1976. Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 58 (5): 583.
- Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC, Amstutz HC. 1981. The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg Am.* 63 (4): 570.
- Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2005. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The Knee.* 12 (6): 424-434.
- Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2006a. Biomechanics of changes in acl and pcl material properties or prestrains in flexion under muscle force-implications in ligament reconstruction. *Comp Methods Biomech Biomed Eng.* 9 (4): 201-209.
- Mesfar W, Shirazi-Adl A. 2006b. Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clin Biomech.* 21 (8): 841-848.
- Meyer EG, Haut RC. 2005. Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes acl rupture. *J Biomech.* 38 (11): 2311-2316.
- Moglo K, Shirazi-Adl A. 2005. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension-flexion. *J Biomech.* 38 (5): 1075-1083.
- Paci JM, Scuderi MG, Werner FW, Sutton LG, Rosenbaum PF, Cannizzaro JP. 2009. Knee medial compartment contact pressure increases with release of the type I anterior intermeniscal ligament. *Am J Sports Med.* 37 (7): 1412-1416.

- Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. 1999. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*. 24 (10): 1003.
- Poh SY, Yew KSA, Wong PLK, Koh SBJ, Chia SL, Fook-Chong S, Howe TS. 2011. Role of the anterior intermeniscal ligament in tibiofemoral contact mechanics during axial joint loading. *The Knee*.
- Riener R, Edrich T. 1999. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*. 32 (5): 539-544.
- Sekaran SV, Hull ML, Howell SM. 2002. Nonanatomic location of the posterior horn of a medial meniscal autograft implanted in a cadaveric knee adversely affects the pressure distribution on the tibial plateau. *Am J Sports Med*. 30 (1): 74-82.
- Shelburne K, Torry M, Pandy M. 2005. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc*. 37 (11): 1984-1956.
- Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. 2006. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J Orthop Res*. 24 (10): 1983-1990.
- Shirazi-Adl A. 2006. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *J Biomech*. 39 (2): 267-275.
- Shirazi-Adl A, Parnianpour M. 2000. Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. *Clin Biomech*. 15 (10): 718-725.
- Shirazi R, Shirazi-Adl A, Hurtig M. 2008. Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. *J Biomech*. 41 (16): 3340-3348.
- Silder A, Whittington B, Heiderscheit B, Thelen DG. 2007. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *J Biomech*. 40 (12): 2628-2635.
- Walker P, Hajek J. 1972. The load-bearing area in the knee joint. *J Biomech*. 5 (6): 581-589.
- Walker PS, Erkiuan MJ. 1975. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop rela Res*. 109: 184.
- Wang CJEN, Walker PS. 1974. Rotatory laxity of the human knee joint. *J Bone Joint Surg Am*. 56 (1): 161-170.

Table 3-1: Comparison of predicted and measured contact areas/pressures at different compression loads (L: Lateral, M: Medial, T: Total)

<b>Tibial Contact Area (mm<sup>2</sup>)</b>		<b>0N</b>	<b>500N</b>	<b>800N</b>	<b>1000N</b>	<b>1200N</b>	<b>1500N</b>	<b>1800N</b>
Present Less Refined Model	L	169	485	526	574	585	604	651
	M	100	258	327	327	351	378	453
	T	<b>270</b>	<b>743</b>	<b>853</b>	<b>902</b>	<b>937</b>	<b>982</b>	<b>1104</b>
Present Refined Model	L	168	484	544	570	-	-	-
	M	132	208	237	260	-	-	-
	T	<b>300</b>	<b>692</b>	<b>782</b>	<b>830</b>	-	-	-
Poh et al. (2011)	L	-	-	-	-	-	-	403(±120)
	M	-	-	-	-	-	-	374(±87)
	T	-	-	-	-	-	-	<b>777(±89)</b>
Paci et al. (2009)	M	-	-	-	327	-	-	-
Shirazi et al. (2008)	T	<b>355</b>	<b>893</b>	-	<b>1083</b>	-	<b>1214</b>	<b>1253</b>
Lee et al. (2006)	M	-	-	-	-	-	-	533±48
Haut Donahue (2002; 2003)	L	-	-	422	-	384	-	-
	M	-	-	463	-	372	-	-
Brown and Shaw (1984)	T	-	<b>1225±180</b>	-	<b>1250±100</b>	-	<b>1340±100</b>	-
Ahmed and Burke (1983)	T	-	-	-	-	-	-	<b>2000</b>
Fukubayachi and Kurosawa (1980)	L	-	420±60	-	510±70	-	-	-
	M	-	530±150	-	640±180	-	-	-
	T	-	<b>960±170</b>	-	<b>1150±200</b>	-	-	-
Kurosawa et al. (1980)	T	-	<b>1130±250</b>	-	<b>1300±300</b>	-	<b>1410±320</b>	-
Krause et al. (1976)	T	-	-	-	<b>2084</b>	-	-	-
Walker et al. (1972; 1975)	T	<b>330</b>	-	-	-	-	<b>1514</b>	-
<b>Average Contact Pressure (MPa)</b>		<b>-</b>	<b>500N</b>	<b>800N</b>	<b>1000N</b>	<b>1200N</b>	<b>1500N</b>	<b>1800N</b>
Present Less Refined Model	L	-	0.87	1.26	1.43	1.67	1.98	2.16
	M	-	0.48	0.58	0.73	0.82	0.99	1.03
	T	-	<b>0.7</b>	<b>0.95</b>	<b>1.11</b>	<b>1.28</b>	<b>1.52</b>	<b>1.61</b>
Present Refined Model	L	-	0.92	1.29	1.53	-	-	-
	M	-	0.62	0.81	0.91	-	-	-
	T	-	<b>0.78</b>	<b>1.08</b>	<b>1.26</b>	-	-	-
Poh et al. (2011)	L	-	-	-	-	-	-	1.93(±0.6)
	M	-	-	-	-	-	-	3.61(±0.72)
	T	-	-	-	-	-	-	<b>2.73(±0.49)</b>
Paci et al. (2009)	M	-	-	-	~2.26	-	-	-
Shirazi et al. (2008)	T	-	<b>0.65</b>	-	<b>1.0</b>	-	<b>1.29</b>	-
Haut Donahue (2002; 2003)	L	-	-	0.94	-	1.53	-	-
	M	-	-	0.72	-	1.42	-	-
Kurosawa et al. (1980)	T	-	<b>0.47±0.12</b>	-	<b>0.8±0.2</b>	-	<b>1.1±0.28</b>	-
Krause et al. (1976)	T	-	-	-	<b>0.48±0.08</b>	-	-	-

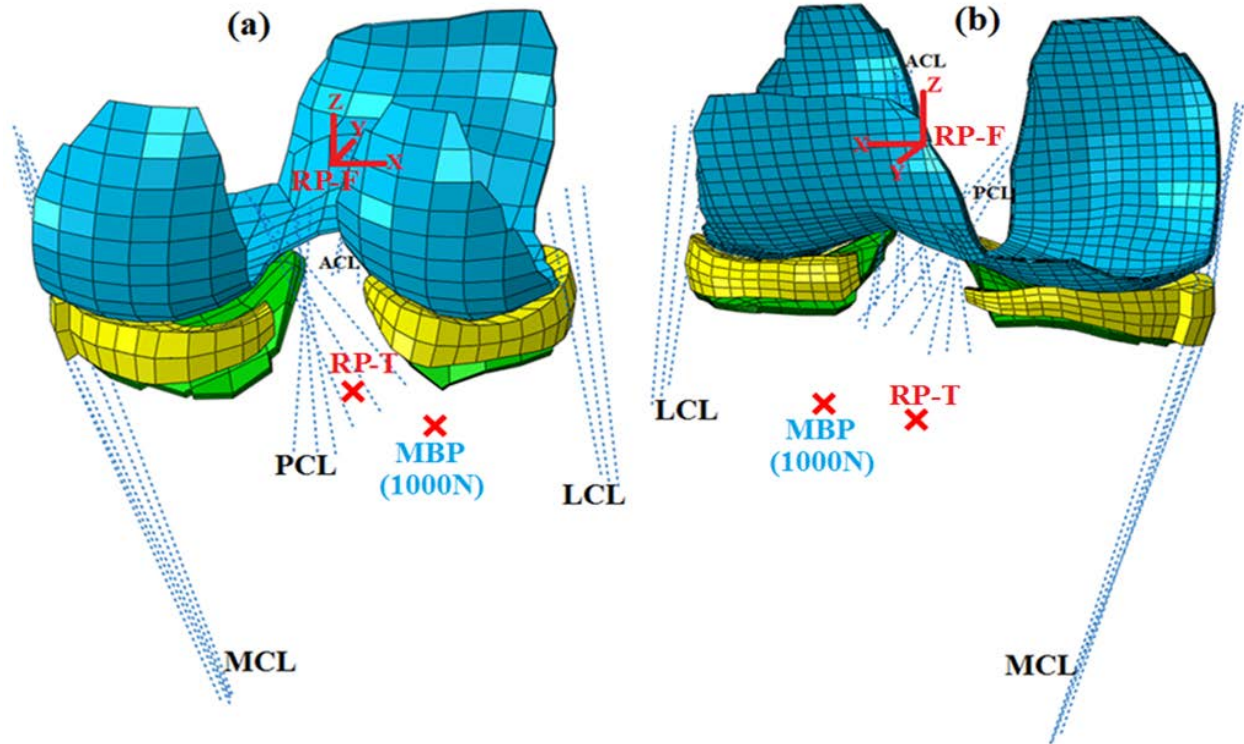


Figure 3-1: The tibiofemoral joint finite elements (a) less refined (with cartilage having homogeneous depth-independent properties) and (b) refined (with cartilage having depth-dependent fibril-reinforced properties) models, showing cartilage layers, menisci and four principal ligaments (ACL, PCL, MCL and LCL). Bony structures are shown only by their reference points (RP-F for the femur and RP-T for the tibia), MBP: mechanical balance point.

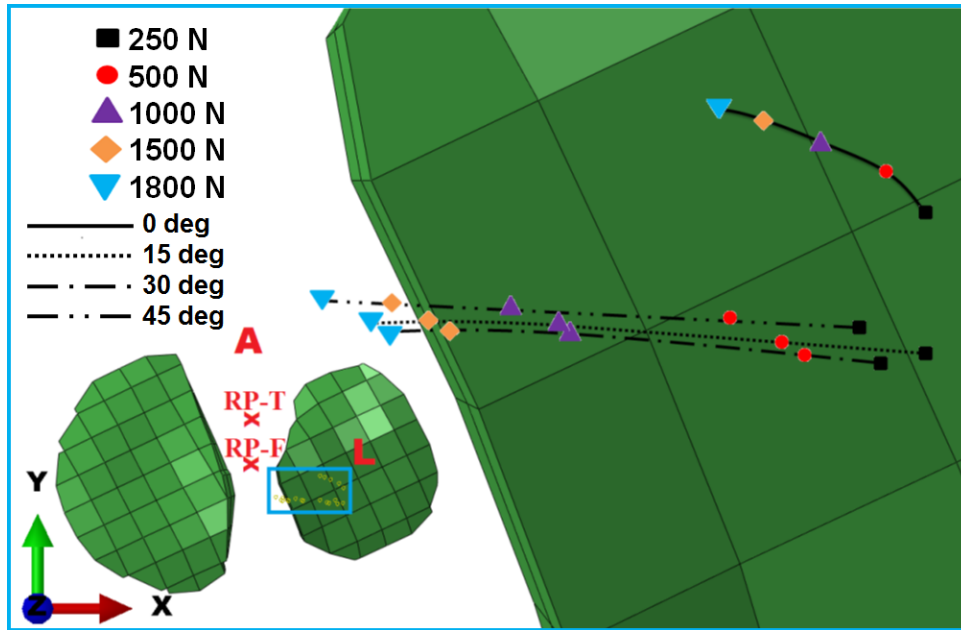


Figure 3-2: Shift in the location of the TF MBP superposed on the tibial plateaux as a function of joint flexion angle and compression preload. When applied at these locations, the compression preloads do not cause any sagittal and frontal rotations on the fully unconstrained tibia.

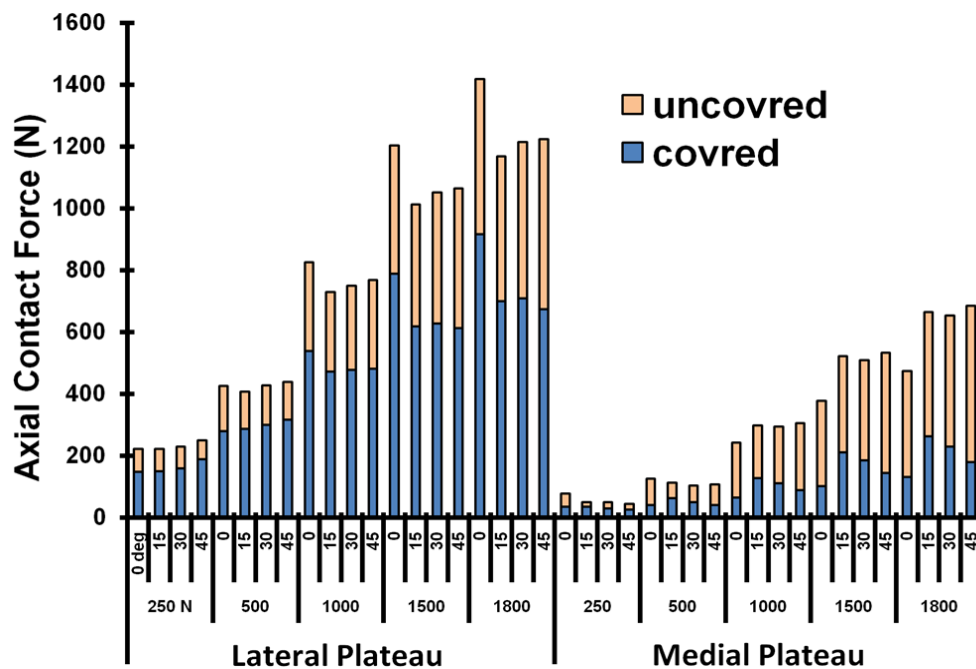


Figure 3-3: Predicted axial contact forces on TF medial and lateral plateaux at covered (via menisci) and uncovered (via cartilage-cartilage) areas for different compression preloads and flexion angles.



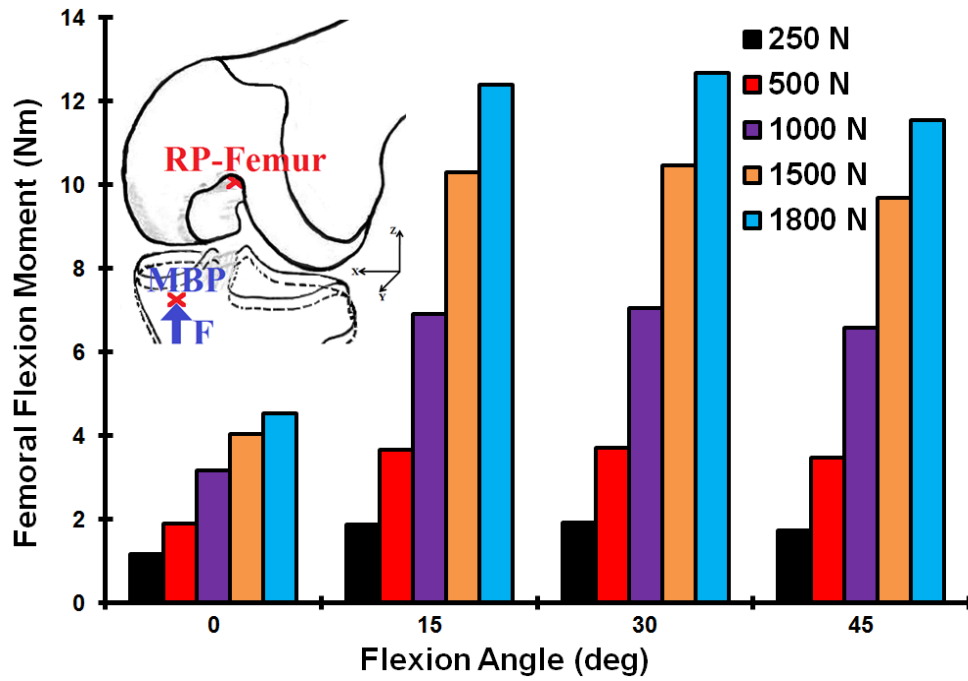


Figure 3-4: Flexion resistance moments computed at the RP-F under different compression preloads and flexion angles.

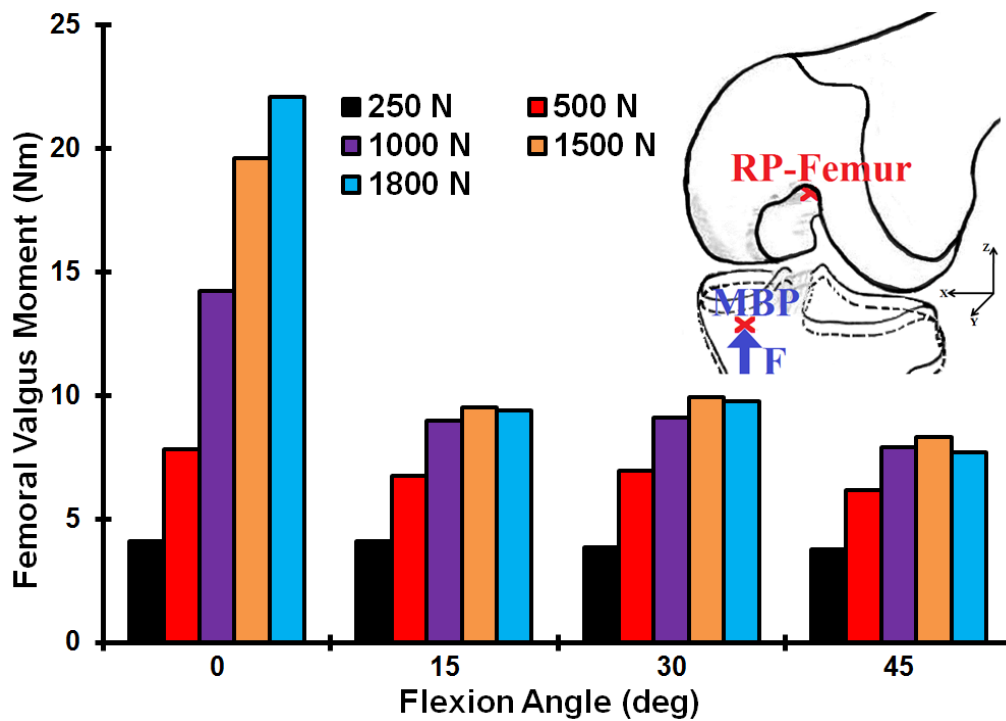


Figure 3-5: Valgus resistance moments computed at the RP-F under different compression preloads and flexion angles.

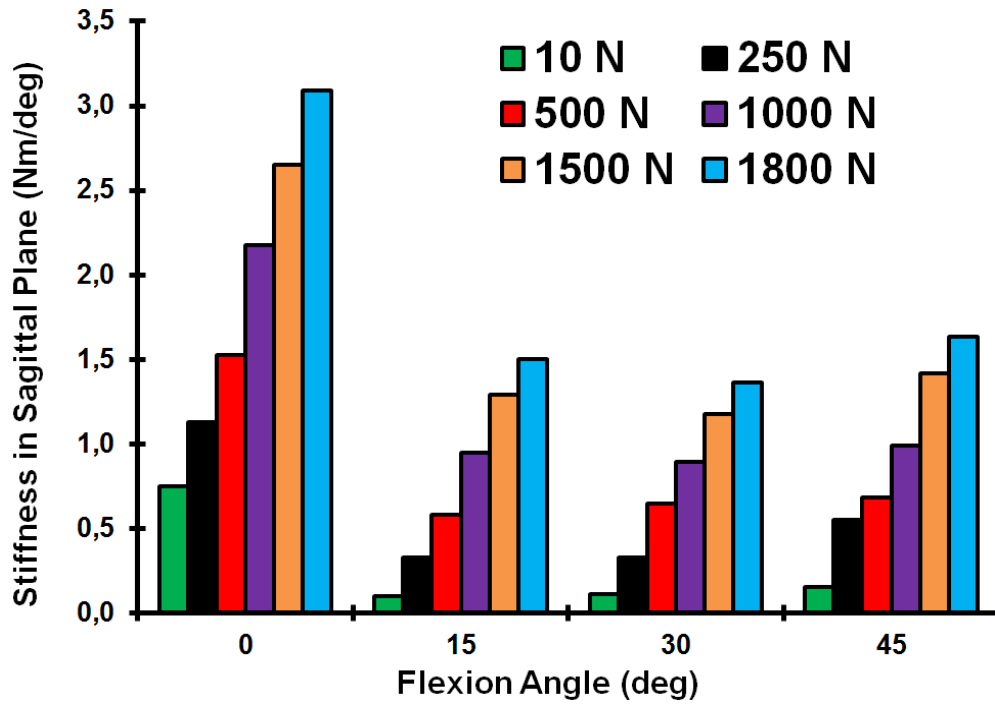


Figure 3-6: Instantaneous (tangent) flexion-extension angular rigidity of the TF joint as a function of the compression force preload and flexion angle.

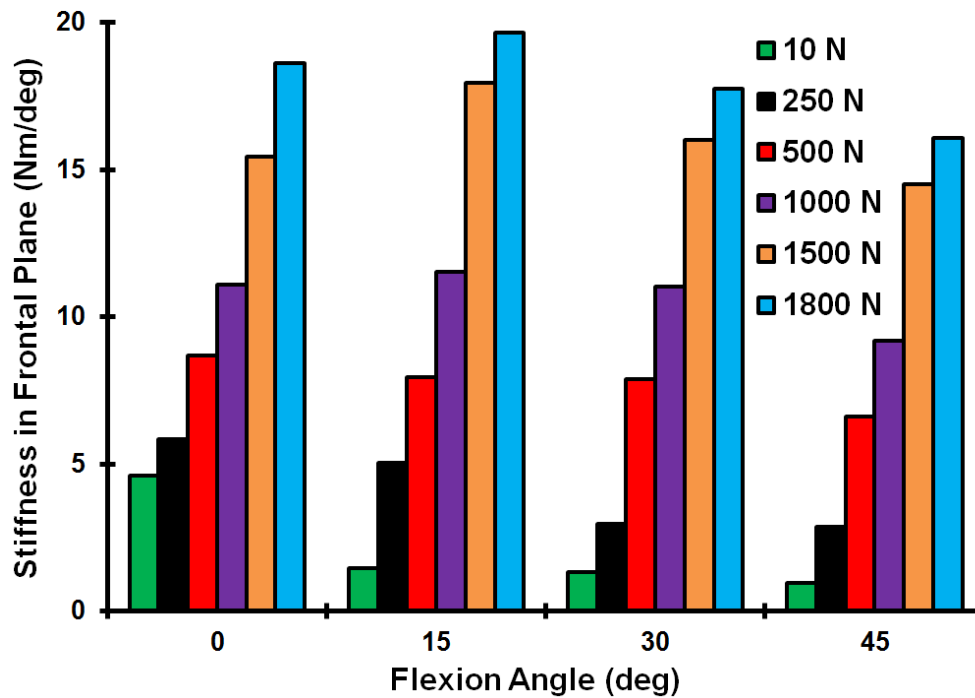


Figure 3-7: Instantaneous (tangent) varus-valgus angular rigidity of the TF joint as a function of the compression force preload and flexion angle.

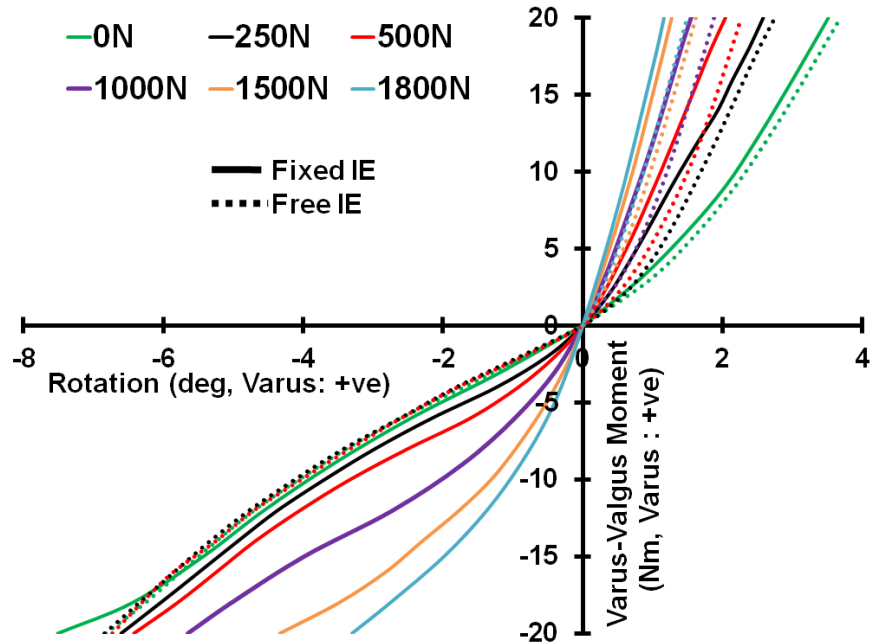


Figure 3-8: Moment-angulation curves in varus-valgus at full extension for different compression preloads with the coupled internal-external rotations fixed or left free.

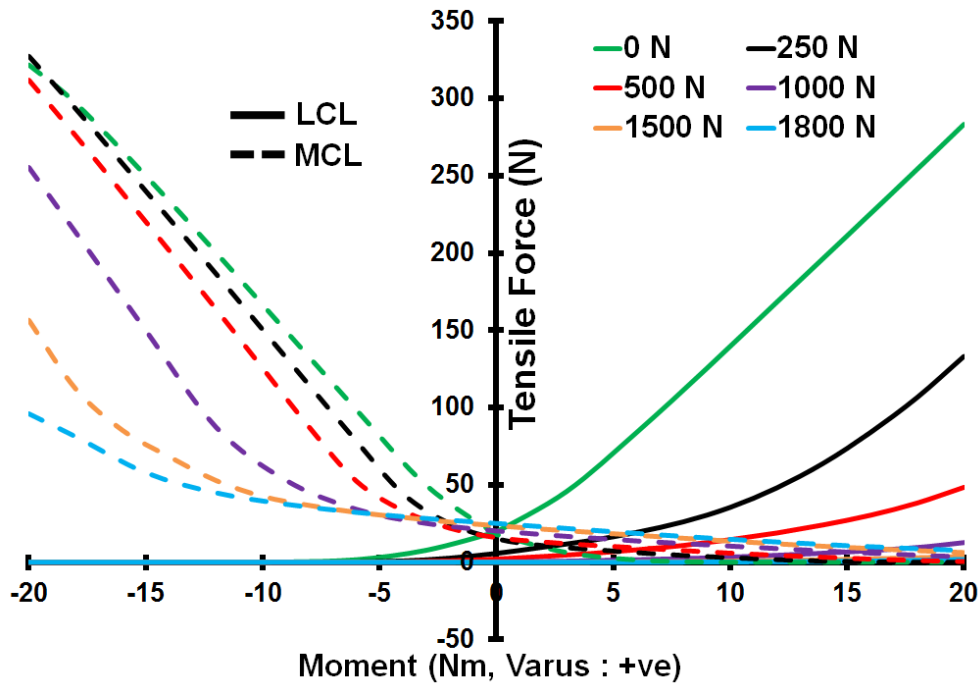


Figure 3-9: Predicted variation of total forces in collateral ligaments under varus-valgus moments at full extension for different compression preload magnitudes with the coupled internal-external rotations fixed.

## CHAPITRE 4 DISCUSSION GÉNÉRALE

En se basant sur un modèle EF du genou humain, développé initialement par Bendjaballah et al., (1995), la réponse passive de l'articulation tibio-fémorale a été étudiée en différents angles de flexion. Le but est d'étudier l'effet de la force de compression sur les moments de résistance et les rigidités tangentes dans les deux plans sagittal et frontal. Ce modèle comporte les deux structures osseuses, leurs couches de cartilage articulaire, les deux ménisques et les quatre ligaments principaux (ACL, PCL, MCL et LCL). Il avait auparavant été intensivement utilisé et validé dans les travaux de Bendjaballah et al., (1995, 1997, 1998) et Moglo et al., (2003, 2005). Ces derniers ont étudié la réponse passive de l'articulation tibio-fémorale en flexion-extension et sous diverses charges extérieures. À des fins de comparaison et de validation, un autre modèle 3D d'EF a aussi été utilisé. Ce dernier est plus raffiné que celui précédemment mentionné, dans la mesure où il se distingue par la modélisation attribuée à ses couches de cartilage articulaire. Contrairement au premier modèle où les couches de cartilage sont modélisées comme des matériaux homogènes, élastiques, isotropes et linéaires, ceux du deuxième sont considérées comme des matériaux composites nonlinéaires avec une fraction des fibres et des propriétés matérielles variables à travers l'épaisseur.

Plusieurs considérations ont été prises en compte dans la sélection des forces de compression, des angles de flexion et des conditions aux limites dans cette étude. Des travaux antérieurs ont montré que l'angle de flexion affecte considérablement les moments passifs dans l'articulation du genou (Mansour & Audu, 1986; Riener & Edrich, 1999); d'autres ont mentionné que la plupart des activités physiques se font dans une plage de flexion qui ne dépasse pas 50° (Koo, Rylander, & Andriacchi, 2011). Pour ces raisons, nos analyses ont été effectuées sur quatre angles de flexion, à savoir 0°, 15°, 30° et 45°. Pour la force de compression, une valeur allant jusqu'à 1800N (3 fois le poids du corps humain d'un sujet féminin, qui correspond bien à notre modèle EF) a été choisie, afin d'approximer la force sur le joint durant la marche (D'Lima et al., 2006; Kutzner et al., 2010; K. Shelburne et al., 2005). En outre, les conditions aux limites ont été judicieusement choisies afin de garantir la stabilité et la mobilité sans contrainte de l'articulation.

## 4.1 Prédications du modèle

Pour chacune des analyses effectuées, le joint s'équilibre initialement sous le seul effet des déformations et des contraintes initiales prescrites dans les ligaments. La configuration ainsi obtenue sera choisie comme position de référence par rapport à laquelle seront évaluées nos prédictions.

La force de compression sur l'articulation du genou est omniprésente dans presque toutes les activités quotidiennes. Elle est générée par les charges extérieures, le poids corporel, les charges tenues en main, l'inertie et les forces musculaires qui traversent le joint. Elle atteint des valeurs élevées, beaucoup plus grandes que le poids total du corps humain. En raison des moments d'artefacts et de l'instabilité articulaire, qui sont principalement causés par une telle charge de compression, la majorité des études expérimentales et théoriques fixent les rotations de l'articulation dans les deux plans sagittal et frontal (Brown & Shaw, 1984; Kurosawa et al., 1980; Lee et al., 2006; Maquet et al., 1975; Meyer & Haut, 2005). Cependant, du fait de l'importance des mouvements couplés sur la cinématique du genou, les forces ligamentaires et les pressions de contact, la situation idéale consiste à appliquer la force de compression en une position dite d'équilibre mécanique qui ne provoque pas des rotations (des moments) couplées. Cette position demeure variable avec l'application de la force et est donc difficilement repérable. En maintenant le fémur fixe dans l'angle de flexion désiré et le tibia complètement libre, notre premier objectif était de trouver cette position (MBP) pour différents angles de flexion et différentes forces de compression. Ce MBP est recherché itérativement de manière à ne pas provoquer de rotations tibiales couplées ni dans le plan sagittal ni dans le plan frontal. L'emplacement du MBP varie avec la force de compression et l'angle de flexion de l'articulation, il se déplace médialement avec la force de compression et postérieurement quand l'angle de flexion change de 0° à 15° (Figure 3-2). Ahmad et Burke., (1983) ont rapporté qu'un déplacement postérieur allant jusqu'à 1cm dans la position d'application de la force de compression est nécessaire pour l'équilibre à l'angle de flexion désiré lorsque le genou fléchi de 0° à 90°.

Lors d'une compression axiale, pour toutes les forces de compression et les angles de flexion étudiés, une grande partie de la force de contact totale est transmise via le plateau latéral (Figure 3-3), et principalement à travers le ménisque latéral. Ceci peut être expliqué par l'emplacement latéral des MBP surtout avec des forces de compressions faibles, et par la rotation

axiale libre favorisant la transmission via ce plateau comme Bendjaballah et al., (1995) l'ont montré. Toutefois, le plateau médial participe principalement avec sa partie non couverte (exposée) par le ménisque (Figure 3-3).

Les résultats trouvés confirment nos hypothèses. Les moments de résistance passifs et les rigidités angulaires tangentes dans les plans sagittal et frontal augmentent significativement avec la présence d'une force de compression. Pour tous les angles des flexions étudiés, le moment de résistance en flexion augmente considérablement avec la force de compression (Figure 3-4). Ce moment se trouve au minimum à la position d'extension complète et augmente de façon significative à 15° d'angle de flexion tout en restant pratiquement inchangé par la suite jusqu'à 45°. Le moment de résistance passif en valgus augmente également avec la force de compression en pleine extension. Dans les positions du joint 15° et 45° de flexion, cette tendance à la hausse disparaît avec des forces de compression au-delà de 1500 N (Figure 3-5). En outre, contrairement au moment de résistance en flexion, celui en valgus atteint son maximum en pleine-extension et diminue vers une valeur constante pour des angles de flexion du joint allant de 15° à 45°. Ces moments de résistance ont été calculés au centre de fémur. Ce point, entre les deux centres des deux épicondyles, représente le centre de l'articulation dans la majorité des modèles musculo-squelettique des membres inférieurs. Ces résultats mettent en évidence la nécessité de prendre en compte ces moments passifs lorsqu'on essaie d'estimer les forces musculaires et les charges dans l'articulation du genou (K. Shelburne et al., 2005; K. B. Shelburne et al., 2006). Toutefois, le choix d'un autre point représentant le fémur va altérer les résultats trouvés en termes de moments, mais n'a aucun effet sur les autres prédictions.

Dans le cas du chargement en varus-valgus, la courbe moment- rotation (Figure 3-8) démontre une rigidité plus prononcée en varus qu'en valgus, celle-ci peut être expliquée par la forme du ménisque latéral qui est plus épaisse, favorisant plus de flexibilité. En maintenant la rotation axiale du tibia fixe, la laxité en varus-valgus diminue substantiellement avec l'existence de la force de compression (appliquée à son MBP correspondant). En d'autres termes, la résistance passive de l'articulation tibio-fémorale augmente considérablement avec la charge de compression appliquée (Figure 3-8). Ceci s'accompagne d'une diminution remarquable des forces dans les ligaments collatéraux (Figure 3-9) ce qui souligne le rôle protecteur de la force de compression dans la réduction des déformations dans les ligaments collatéraux. En outre, la réponse en varus-valgus en présence d'une force de compression est dictée dans ce cas par les

forces de contact et non par la structure ligamentaire (sans force de compression, la résistance de l'articulation en varus-valgus est principalement dictée par les ligaments collatéraux). La rigidité et la laxité en varus est peu dépendante de la contrainte sur l'angle interne-externe du tibia (Figure 3-8). Cependant, elles sont toutes les deux dépendantes de cette contrainte en valgus. En effet, contrairement au cas de la rotation couplée interne-externe fixe, le fait de libérer cette rotation s'accompagne d'une grande instabilité dans l'articulation, démontrée par une rotation interne assez élevée pour des moments relativement faibles. Suggérant qu'en valgus, un mouvement couplé non restreint rend le joint plus instable.

De même, les rigidités instantanées de l'articulation tibio-fémorale (tangente) en flexion-extension et en varus-valgus augmentent de manière significative en présence de la force de compression. Par exemple, quand la compression augmente de 10N à 1800N, la rigidité augmente 15 fois dans le plan sagittal en flexion 15° et 17 fois dans le plan frontal en flexion 45°. La rigidité angulaire trouvée est plus grande en pleine extension dans le plan sagittal sous toutes les forces de compression (Figure 3-6) et dans le plan frontal sous des charges inférieures à 1000N (Figure 3-7). Ce changement de rigidité stabilise le genou et sert de mécanisme de protection afin de prévenir les éventuels dommages. Toutefois, la rigidité de l'articulation est importante car elle a souvent été associée à la performance et au risque de blessures (R. J. Butler, Crowell, & Davis, 2003).

Lors de l'évaluation des résultats du présent travail, les limites inhérentes à l'utilisation du modèle EF doivent être prises en compte. Ce travail étudie la réponse statique et à court terme du joint. La géométrie du genou, variable d'un spécimen à l'autre selon le sexe, l'âge du donneur et aussi selon le degré de dégénérescence de l'articulation, influence la comparaison des résultats avec les travaux expérimentaux. En revanche, les analyses entreprises dans cette étude ne tiennent pas compte de la présence de la patella ni de l'activité musculaire qui s'y exerce par le biais du quadriceps. Ainsi, vu le manque de données expérimentales pour les propriétés des matériaux des ligaments capsulaires et des ligaments coronaires, ces deux structures n'ont pas été omises. À noter aussi que toute variation des propriétés matérielles, prises dans la littérature pour les couches de cartilage, la matrice méniscale et les ligaments, peut affecter les résultats d'une manière quantitative. Cependant, les conclusions restent valables et malgré ces limites, nos résultats démontrent l'importance des résistances passives pour estimer correctement les forces

musculaires dans les modèles musculo-squelettiques. Ainsi, ces résultats nous permettent d'avoir une meilleure compréhension des mécanismes de stabilisations du genou.

## 4.2 Comparaison des résultats

Les prédictions données par les deux modèles confirment que l'utilisation d'un modèle plus raffiné (Adouni et al., 2012) n'a pratiquement aucune influence significative sur la cinématique et les résultats globaux. En effet, lorsque ce modèle a été utilisé en pleine extension et sous une force de compression de 1000N, le moment de résistance passif en flexion et celui en valgus ont été légèrement modifiés de 3.16 Nm et 14.24 Nm à 3.32 Nm et 14.82 Nm, respectivement, tandis-que la position du MBP n'a été changée que de 0.17 mm postérieurement et 0.59 mm latéralement. De plus, en flexion 45° et sous la même force de compression, le moment de résistance en flexion a été changé de 6.58 Nm à 6.52 Nm et celui de résistance en valgus de 7.88 Nm à 7.44 Nm, tandis-que la position du MBP n'a été changée que de 0.04 mm antérieurement et 0,38 mm médialement. En outre, les prédictions des zones de contact, des pressions moyennes (Tableau 3-1) et des pics de pression de contact (Tableau A-1) suggèrent que les résultats trouvés par les deux modèles sont relativement proches. De plus, la distribution de pression de contact sur le plateau tibial trouvée par ces deux modèles est également identique pour les deux configurations étudiées ; à savoir une force de compression de 1000N appliquée en pleine extension (Figure A-8) et à 45° de flexion du genou (Figure A-9) ce qui soutient par la suite l'utilisation du modèle moins raffiné (Adouni & Shirazi-Adl, 2009) qui nous a permis de minimiser le temps de calcul tout en gardant des résultats encore précis.

Les mêmes tableaux (Tableau 3-1 et Tableau A-1) nous montrent que les prédictions du modèle en ce qui concerne les zones de contact, les pressions moyennes et les pics des pressions de contact sont généralement en accord avec les travaux antérieurs. Ces résultats se situent entre ceux rapportés par Ahmad et Burke., (1983) et Poh et al., (2011). Ils se situent également dans la même gamme de prédictions de Shirazi et al., (2008) et de mesures de Fukubayachi et Kurosawa (1980).

Dans le cas du chargement en compression, nos prédictions des forces de contact sur le plateau tibial sont plus appropriées que celles de Bendjaballah et al., (1995). En effet, dans notre étude nous avons libéré la rotation varus-valgus du tibia; ce qui est plus appropriée quant à la



détermination de la position d'équilibre finale et des contributions de chaque plateau dans la transmission de charge. Ainsi, ce travail montre-t-il qu'une force de compression appliquée en pleine extension à sans MBP correspondant, favorise la transmission via le plateau latéral.

Les effets de la force de compression sur la réponse et la rigidité articulaires ont été rapportés précédemment dans les études *in vitro* (Hsieh & Walker, 1976; K. L. Markolf et al., 1981; Wang & Walker, 1974). Un aspect général tiré de ces travaux est que la force de compression a un effet unique sur la laxité et la rigidité de l'articulation quel que soit le type de chargement appliqué. En testant 27 genoux cadavériques, fléchis à 25°, sous des couples de rotation interne-externe et en présence d'une force axiale, Wang et Walker (1974) ont rapporté qu'une force de 100Kg réduit la rotation à 20% de celle sans charge de compression. Similairement, Markolf et al., (1981) affirment que les rigidités antérieure-postérieure, médiale-latérale, varus-valgus et interne-externe augmentent en présence d'une force de compression, tandis-que les laxités correspondantes diminuent. Les ligaments, les capsules et les ménisques fournissent la stabilité de l'articulation dans le cas du genou non chargé. Cependant, sous des charges de compression, la conformité des surfaces condyliennes et l'augmentation de l'aire de contact sont des facteurs importants dans la stabilisation de l'articulation (Hsieh & Walker, 1976).

En ce qui concerne la réponse en varus-valgus sans force de compression, les résultats obtenus sont généralement en accord avec les mesures expérimentales (Hull, Berns, Varma, & Patterson, 1996; K. Markolf et al., 1976; Piziali, Rastegar, Nagel, & Schurman, 1980; Seering, Piziali, Nagel, & Schurman, 1980) et les prédictions de Bendjaballah et al., (1997). À  $\pm 15$  Nm, Bendjaballah et al., (1997) ont rapporté une laxité totale de 7.5° comparable à la nôtre de 8.3° sous des moments similaires et en maintenant la rotation axiale libre. Ces prédictions se trouvent bornées par le résultat de Markolf et al., (1976) qui ont obtenus la réponse la plus rigide (3.5°) pour des moments similaires appliqués manuellement au tibia avec une restriction totale des mouvements couplés du joint, et les résultats de Gollehon et al., (1987) qu'est la réponse la plus flexible avec 12° en appliquant le moment sur le fémur pendant que tous les mouvements couplés sont maintenus libres sur le tibia. En outre, la comparaison de nos résultats des forces ligamentaires sont en accord avec les travaux antérieurs. Markolf et al., (1993; 1995; 1990) ont rapporté qu'en varus, une force moyenne dans le LCA de 100N est obtenue pour un moment de 10Nm et des valeurs allant jusqu'à 125N pour un moment de 15Nm, alors qu'en valgus ces forces

sont de l'ordre de 60N et 80N pour des moments de 10Nm et 15Nm, respectivement. Bendjaballah et al., (1997) ont rapporté des forces dans le LCA de 100N et 140N sous des moments varus et valgus de 15Nm, respectivement, et des forces dans les deux ligaments collatéraux d'environ 210N pour des moments similaires. Dans notre étude, sous des moments de 15Nm, les forces dans le LCA, le LCM et le LCL sont de 120N, 0N, 211N et 32.8N, 246.8N, 0N, en varus et en valgus, respectivement.

Sous une pré-charge de compression minimale de 10 N, les prédictions du modèle pour les rigidités instantanées dans le plan frontal ont été de 4.59, 1.46, 1.34 et 0.95 Nm/deg à des angles de flexion respectifs de 0°, 15°, 30° et 45° (Figure 3-7). Sans force de compression, Markolf et al., (1976) ont mesuré in vitro des valeurs de rigidité (moyenne  $\pm$  écart type) de  $11.0 \pm 7.5$ ,  $1.6 \pm 1.2$ ,  $1.1 \pm 0.8$  et  $0.8 \pm 0.9$  Nm / deg à 0°, 10°, 20° et 45° angles de flexion, respectivement. De plus, Creaby et al., (2010) ont mesuré in vivo, à 20° angle de flexion, une rigidité moyenne de  $1.62 \pm 0.68$  Nm/deg, tandis que Bendjaballah et al., (1997) ont prédit une rigidité d'environ 4,5 Nm /deg en pleine extension.

Notons enfin que toute comparaison de nos prédictions des translations durant la flexion (sans ou avec des forces de compression), avec les mesures expérimentales s'avère inappropriée car ces translations dépendent de la position du point considéré pour le calcul ou la mesure. Toutefois, les déplacements primaires dans le cas d'un chargement axial en pleine extension (Figure A-2) est en accord avec ceux prédits par Bendjaballah et al., (1995) et de Shirazi et al., (2008). Ainsi, les mouvements couplés dans la présente étude ont été les plus bas comparativement aux études de Bendjaballah et al., (1995). Ceci s'explique par la position du point d'application de la force qu'on a choisie, permettant plus de stabilité et moins de mouvements couplés (Figures A-4 ; A-5 ; A-6 ; A-7).

## CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

En utilisant un modèle EF de l'articulation tibio-fémorale et en appliquant les charges de compression au MBP du joint, ce travail présente une alternative fiable aux études expérimentales. Ainsi, plusieurs conclusions peuvent être tirées:

- Les moments de résistance passifs sont importants, surtout en présence d'une force de compression. Par conséquent, il est indispensable de prendre en compte ces moments dans les modèle musclo-squeletiques afin d'estimer correctement les moments et les forces musculaires.
- La force de compression appliquée au MBP est une solution efficace pour garder la stabilité et la mobilité de l'articulation du genou sans avoir besoin de fixer ou de limiter les mouvements couplés du joint.
- En présence d'une force de compression appliquée à son MBP correspondant, le joint démontre un comportement nonlinéaire du déplacement primaire en fonction de la charge. Ce comportement est principalement dicté par le mécanisme de contact s'établissant entre les différentes couches du cartilage articulaire et les ménisques.
- Les rigidités instantanées tangentes dans les plans sagittal et frontal augmentent significativement en présence d'une force de compression.
- Durant un chargement en varus-valgus, l'articulation démontre un comportement nonlinéaire de la rotation primaire en fonction du moment appliqué. Sans force de compression, les ligaments collatéraux constituent les structures primaires à s'opposer au moment appliqué dus à leurs emplacements anatomiques avantageux. Les ligaments croisés et le pivot de contact viennent en second ordre avec une contribution moindre dû à un emplacement relativement proche de l'axe de rotation en varus-valgus. Cependant, en présence d'une force de compression l'articulation devient plus stable et plus rigide grâce au moment additionnel provoqué par cette force. Ainsi, le comportement nonlinéaire, dans ce cas, est dicté par le mécanisme de contact s'établissant entre les différentes couches du cartilage et les ménisques. La pré-charge en compression limite les déplacements et les rotations et protège ainsi les ligaments des contraintes excessives

produites par les moments externes. La libération de la rotation interne-externe du tibia cause une instabilité en valgus surtout avec des pré-charges de compression élevées. Cependant, elle n'a pratiquement aucune influence en varus.

Quelques recommandations:

- Élaborer une équation de régression, qui décrit les variations du moment de résistance dans l'articulation du genou associées à plusieurs variables, à savoir l'angle de flexion-extension, la force de compression appliquée, les conditions aux limites utilisées, etc., à l'aide de laquelle on peut notamment envisager les démarches de prédiction. En outre, prédire les rigidités instantanées autres que celles en flexion-extension et en varus-valgus.
- Des analyses doivent être poursuivies sur l'effet qu'engendre l'absence de certaines composantes du joint fémoro-tibial, notamment les ligaments croisés et/ou les ménisques, afin de bien cerner les aspects cliniques en cas de rupture ou d'ablation de l'une ou l'autre de ces structures. De plus, l'ajout des ligaments transversaux, du ligament antérieur inter-méniscal (AIML) et de la capsule articulaire pourra rendre plus complet le modèle pour des analyses passives de l'articulation du genou.
- À noter aussi que l'utilisation du modèle raffiné est mieux indiquée du fait que cela permettrait une modélisation plus exacte du contact et par conséquent une évaluation plus précise du mécanisme de transfert de charge et de l'état de contrainte dans le cartilage (plus recommandé dans les travaux qui visent à comprendre les causes mécaniques de l'arthrite). Ainsi, la modélisation des ménisques et cartilage par un matériau poroélastique est sans doute la plus appropriée lors des études d'impact et des analyses dynamiques dans le temps ou sous des charges à vitesse très lente.

## BIBLIOGRAPHIE

ABAQUS, T.E. version 6.10. (2010), Simulia, Providence, RI.

Adouni, M., & Shirazi-Adl, A. (2009). Knee joint biomechanics in closed-kinetic-chain exercises. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(6), 661-670.

Adouni, M. (2009). Biomécanique de joint du genou durant l'application des exercices à chaîne cinétique fermée (CKC). Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.

Adouni, M., Shirazi-Adl, A., & Shirazi, R. (2012). Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses. *Journal of biomechanics*.

Ahmed, A., & Burke, D. (1983). In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105(3), 216.

Ahmed, A. M., & Burke, D. L. (1983). In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints—Part I: tibial surface of the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105(3), 216–225.

Akizuki, S., Mow, V. C., Müller, F., Pita, J. C., Howell, D. S., & Manicourt, D. H. (1986). Tensile properties of human knee joint cartilage: I. Influence of ionic conditions, weight bearing, and fibrillation on the tensile modulus. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(4), 379-392.

Alhalki, M. M., Howell, S. M., & Hull, M. L. (1999). How three methods for fixing a medial meniscal autograft affect tibial contact mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(3), 320-328.

Allaire, R., Muriuki, M., Gilbertson, L., & Harner, C. D. (2008). Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus Similar to total meniscectomy. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(9), 1922-1931.

Andriacchi, T. P., Briant, P. L., Bevill, S. L., & Koo, S. (2006). Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clinical orthopaedics and related research*, 442, 39-44.

Andriacchi, T. P., Mündermann, A., Smith, R. L., Alexander, E. J., Dyrby, C. O., & Koo, S. (2004). A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Annals of biomedical engineering*, 32(3), 447-457.

Arnoczky, S., & McDevitt, C. (2000). The meniscus: structure, function, repair, and replacement. *Orthopedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System. Rosemont, Ill: American Academy of Orthopedic Surgeons*, 531-545.

- Aspden, R. (1985). A model for the function and failure of the meniscus. *Engineering in medicine*, 14(3), 119-122.
- Ateshian, G., Kwak, S., Soslowky, L. J., & Mow, V. (1994). A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *Journal of biomechanics*, 27(1), 111-124.
- Ateshian, G., Lai, W., Zhu, W., & Mow, V. (1994). An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers. *Journal of biomechanics*, 27(11), 1347-1360.
- 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.*
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. (1995). Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee*, 2(2), 69-79.
- Bendjaballah, M. Z. (1996). Modélisation et analyse par éléments finis d'un genou humain. Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. (1997). Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clinical Biomechanics*, 12(3), 139-148.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. (1998). Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 625-633.
- Besier, T. F., Gold, G. E., Beaupré, G. S., & Delp, S. L. (2005). A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1924.
- Beynon, B. D., Fleming, B. C., Labovitch, R., & Parsons, B. (2002). Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(2), 332-337.
- Blankevoort, L., & Huiskes, R. (1991c). Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech Eng*, 113(3), 263-269.
- Blankevoort, L., Huiskes, R., & De Lange, A. (1991b). Recruitment of knee joint ligaments. *J Biomech Eng*, 113(1), 94-103.
- Blankevoort, L., Kuiper, J., Huiskes, R., & Grootenboer, H. (1991a). Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *Journal of biomechanics*, 24(11), 1019-1031.
- Bonasia, D., Rossi, P., & Rossi, R. (2011). Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Orthopedic Sports Medicine*, 301-318.

- Broom, N., & Marra, D. (1986). Ultrastructural evidence for fibril-to-fibril associations in articular cartilage and their functional implication. *Journal of anatomy*, 146, 185.
- Broom, N. D., & Poole, C. (1982). A functional-morphological study of the tidemark region of articular cartilage maintained in a non-viable physiological condition. *Journal of anatomy*, 135(Pt 1), 65.
- Brown, T. D., & Shaw, D. T. (1984). In vitro contact stress distribution on the femoral condyles. *Journal of orthopaedic research*, 2(2), 190-199.
- Buckwalter, J., & Mankin, H. (1998). Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Instructional course lectures*, 47, 487.
- Buckwalter, J. A., & Rosenberg, L. C. (1988). Electron microscopic studies of cartilage proteoglycans. *Electron microscopy reviews*, 1(1), 87.
- 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(6), 425-432.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. C. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18(6), 511-517.
- Chandrashekar, N., Hashemi, J., Slauterbeck, J., & Beynon, B. D. (2008). Low-load behaviour of the patellar tendon graft and its relevance to the biomechanics of the reconstructed knee. *Clinical Biomechanics*, 23(7), 918-925.
- Chia, H. N., & Hull, M. (2008). Compressive moduli of the human medial meniscus in the axial and radial directions at equilibrium and at a physiological strain rate. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(7), 951-956.
- Christiansen, B. A., Anderson, M. J., Yik, J. H. N., & Haudenschild, D. R. (2012). Musculoskeletal changes following non-invasive knee injury using a novel mouse model of post-traumatic osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*.
- Clarke, I. (1974). Articular cartilage: a review and scanning electron microscope study. II. The territorial fibrillar architecture. *Journal of anatomy*, 118(Pt 2), 261.
- Creaby, M. W., Wrigley, T. V., Lim, B. W., Bowles, K. A., Metcalf, B. R., Hinman, R. S., & Bennell, K. L. (2010). Varus–valgus laxity and passive stiffness in medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 62(9), 1237-1243.
- Crowninshield, R., Pope, M., & Johnson, R. (1976). An analytical model of the knee. *Journal of biomechanics*, 9(6), 397-405.
- D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Slamin, J. E., & Colwell, C. W. (2006). Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 21(2), 255-262.

- Engin, A. (1985). Passive and active resistive force characteristics in major human joints. *Biomechanics of normal and pathological human articulating joints*, 93E, 137-164.
- Fairbank, T. (1948). Knee joint changes after meniscectomy. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 30(4), 664-670.
- Fernandez, J., & Pandy, M. (2006). Integrating modelling and experiments to assess dynamic musculoskeletal function in humans. *Experimental physiology*, 91(2), 371-382.
- Fithian, D. C., Kelly, M. A., & Mow, V. C. (1990). Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clinical orthopaedics and related research*(252), 19.
- Frank, E., Grodzinsky, A., Phillips, S., & Grimshaw, P. (1990). Physicochemical and bioelectrical determinants of cartilage material properties. *Biomechanics of diarthrodial joints*, 1, 363-390.
- Fukubayashi, T., & Kurosawa, H. (1980). The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthopaedica*, 51(1-6), 871-879.
- Fuss, F. K. (1989). Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *American journal of anatomy*, 184(2), 165-176.
- Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L. Y., Yagi, M., & Debski, R. E. (2004). Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(1), 85-89.
- Gollehon, D. L., Torzilli, P., & Warren, R. (1987). The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69(2), 233.
- Gray, H. (1973). *Anatomy of the human body*: Lea & Febiger.
- Grood, E., & Hefzy, M. (1982). An analytical technique for modeling knee joint stiffness--Part I: Ligamentous forces. *Journal of biomechanical engineering*, 104(4), 330.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105(2), 136.
- Guo, Y., Zhang, X., & Chen, W. (2009). Three-Dimensional Finite Element Simulation of Total Knee Joint in Gait Cycle. *Acta Mechanica Solida Sinica*, 22(4), 347-351.
- Hatze, H. (1976). The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28(1), 99-135.
- Haut Donahue, T. L., & Hull, M. (2002). A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 273.



- Haut Donahue, T. L., Hull, M., 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. *Journal of biomechanics*, 36(1), 19-34.
- Heerkens, Y., Woittiez, R., Huijting, P., van Ingen Schenau, G., Rozendal, R., & Huson, A. (1985). Inter-Individual differences in the passive resistance of the human knee. *Human Movement Science*, 4(3), 167-188.
- Helmick, C. G., Felson, D. T., Lawrence, R. C., Gabriel, S., Hirsch, R., Kwoh, C. K., . . . Merkel, P. A. (2007). Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States: Part I. *Arthritis & Rheumatism*, 58(1), 15-25.
- Hirokawa, S. (1991). Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *Journal of biomechanics*, 24(8), 659-671.
- Hsieh, H., & Walker, P. (1976). Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(1), 87.
- Huang, A., Hull, M., & Howell, S. M. (2003). The level of compressive load affects conclusions from statistical analyses to determine whether a lateral meniscal autograft restores tibial contact pressure to normal: a study in human cadaveric knees. *Journal of orthopaedic research*, 21(3), 459-464.
- Huiskes, R., Kremers, J., De Lange, A., Woltring, H., Selvik, G., & Van Rens, T. J. G. (1985). Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee-joint geometry. *Journal of biomechanics*, 18(8), 559-570.
- Hull, M., Berns, G. S., Varma, H., & Patterson, H. A. (1996). Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. *Journal of biomechanics*, 29(2), 199-206.
- Ingman, A., Ghosh, P., & Taylor, T. (1974). Variation of collagenous and non-collagenous proteins of human knee joint menisci with age and degeneration. *Gerontology*, 20(4), 212-223.
- Kääb, M., Ap Gwynn, I., & Nötzli, H. (1998). Collagen fibre arrangement in the tibial plateau articular cartilage of man and other mammalian species. *Journal of anatomy*, 193(1), 23-34.
- Kawamura, S., Lotito, K., & Rodeo, S. A. (2003). Biomechanics and healing response of the meniscus. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 11(2), 68-76.
- Kazemi, M., Li, L., Savard, P., & Buschmann, M. (2011). Creep behavior of the intact and meniscectomy knee joints. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(7), 1351-1358.

- Kettelkamp, D. B., & Jacobs, A. W. (1972). Tibiofemoral contact area-determination and implications. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 54(2), 349-356.
- Klein, P., & Sommerfeld, P. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs: bases et concepts, bassin, membres inférieurs*: Elsevier.
- Koo, S., Rylander, J. H., & Andriacchi, T. P. (2011). Knee joint kinematics during walking influences the spatial cartilage thickness distribution in the knee. *Journal of biomechanics*.
- Krause, W., Pope, M., Johnson, R., & Wilder, D. (1976). Mechanical changes in the knee after meniscectomy. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(5), 599.
- Kummer, B., & Yamamoto, M. (1988). Funktionelle Anatomie der Kreuzbaender. *Arthroskopie*, 1, 2-10.
- Kurosawa, H., Fukubayashi, T., & Nakajima, H. (1980). Load-bearing mode of the knee joint: physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clinical orthopaedics and related research*(149), 283.
- Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., & Halpern, M. (2007). Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 89(4), 780-785.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., . . . Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of biomechanics*, 43(11), 2164-2173.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653-692.
- Lee, S. J., Aadalen, K. J., Malaviya, P., Lorenz, E. P., Hayden, J. K., Farr, J., . . . Cole, B. J. (2006). Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(8), 1334-1344.
- Li, G., Gil, J., Kanamori, A., & Woo, S. (1999a). A validated three-dimensional computational model of a human knee joint. *Journal of biomechanical engineering*, 121(6), 657.
- Li, G., Lopez, O., & Rubash, H. (2001). Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. *Journal of biomechanical engineering*, 123(4), 341.
- Li, G., Suggs, J., & Gill, T. (2002). The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation. *Annals of biomedical engineering*, 30(5), 713-720.

- Li, L., Soulhat, J., Buschmann, M., & Shirazi-Adl, A. (1999b). Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model. *Clinical Biomechanics*, 14(9), 673-682.
- Lipshitz, H., Etheredge 3rd, R., & Glimcher, M. (1976). Changes in the hexosamine content and swelling ratio of articular cartilage as functions of depth from the surface. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(8), 1149.
- Louie, J. K., & Mote, C. (1987). Contribution of the musculature to rotatory laxity and torsional stiffness at the knee. *Journal of biomechanics*, 20(3), 281-300.
- Mansour, J., & Audu, M. L. (1986). The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. *Journal of biomechanics*, 19(5), 369-373.
- Maquet, P. G., Van De Berg, A. J., & Simonet, J. (1975). Femorotibial weight-bearing areas. Experimental determination. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 57(6), 766.
- Markolf, K., Mensch, J., & Amstutz, H. (1976). Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(5), 583.
- Markolf, K., Wascher, D., & Finerman, G. (1993). Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II. *J Bone Joint Surg Am*, 75, 387-394.
- Markolf, K. L., Bargar, W. L., Shoemaker, S. C., & Amstutz, H. C. (1981). The role of joint load in knee stability. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 63(4), 570.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935.
- Markolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M., & Shapiro, M. S. (1990). Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 72, 557-567.
- Markolf, K. L., Graff-Radford, A., & Amstutz, H. (1978). In vivo knee stability. *J Bone Joint Surg Am*, 60, 664-674.
- Markolf, K. L., Kochan, A., & Amstutz, H. (1984). Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 66(2), 242-252.
- Markolf, K. L., Slauterbeck, J. L., Armstrong, K. L., Shapiro, M. M., & Finerman, G. A. M. (1996). Effects of combined knee loadings on posterior cruciate ligament force generation. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(4), 633-638.
- McFaull, S. R., & Lamontagne, M. (1998). In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint. *Human Movement Science*, 17, 139-165.

- Mellal, A. (2010). *Application pratique de l'anatomie humaine-Tome 2* (Vol. 2): Editions Publibook.
- Mesfar, W. (2005). Biomécanique du genou humain en flexion sous les activités musculaires-modélisations par la par la méthode des éléments finis. Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.
- Mesfar, W., & Shirazi-Adl, A. (2005). Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The Knee*, 12(6), 424-434.
- Mesfar, W., & Shirazi-Adl, A. (2006a). Biomechanics of changes in ACL and PCL material properties or prestrains in flexion under muscle force-implications in ligament reconstruction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 201-209.
- Mesfar, W., & Shirazi-Adl, A. (2006b). Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clinical Biomechanics*, 21(8), 841-848.
- Mesfar, W., & Shirazi-Adl, A. (2008a). Computational biomechanics of knee joint in open kinetic chain extension exercises. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 11(1), 55-61.
- Mesfar, W., & Shirazi-Adl, A. (2008b). Knee joint biomechanics in open-kinetic-chain flexion exercises. *Clinical Biomechanics-Kidlington*, 23(4), 477-482.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2005). Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *Journal of biomechanics*, 38(11), 2311-2316.
- Moglo, K. A. (2002). Analyse non-linéaire par éléments finis du genou humain sous charges complexes en flexion. Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.
- Moglo, K., & Shirazi-Adl, A. (2003). Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. *The Knee*, 10(3), 265-276.
- Moglo, K., & Shirazi-Adl, A. (2005). Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension–flexion. *Journal of biomechanics*, 38(5), 1075-1083.
- Mommersteeg, T., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J., & Kauer, J. (1996). Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: a numerical-experimental approach. *Journal of biomechanics*, 29(2), 151-160.
- Mow, V. C., Holmes, M. H., & Michael Lai, W. (1984). Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *Journal of biomechanics*, 17(5), 377-394.
- Mow, V. C., & Ratcliffe, A. (1990). *Biomechanics of diarthrodial joints* (Vol. 1): Springer.

- Mow, V. C., & Ratcliffe, A. (1997). Structure and function of articular cartilage and meniscus. *Basic orthopaedic biomechanics*, 2, 113-177.
- Muehleman, C., Majumdar, S., Sema Issever, A., Arfelli, F., Menk, R. H., Rigon, L., . . . Wagner, A. (2004). X-ray detection of structural orientation in human articular cartilage. *Osteoarthritis and cartilage*, 12(2), 97-105.
- Mündermann, A., Dyrby, C. O., D'Lima, D. D., Colwell Jr, C. W., & Andriacchi, T. P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(9), 1167-1172.
- Nielsen, S., Rasmussen, O., Ovesen, J., & Andersen, K. (1984). Rotatory instability of cadaver knees after transection of collateral ligaments and capsule. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 103(3), 165-169.
- Nomura, E., Horiuchi, Y., & Kihara, M. (2000). Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *The Knee*, 7(2), 121-127.
- Olmstead, T., Wevers, H., Bryant, J., & Gouw, G. (1986). Effect of muscular activity on valgus/varus laxity and stiffness of the knee. *Journal of biomechanics*, 19(8), 565-577.
- Paci, J. M., Scuderi, M. G., Werner, F. W., Sutton, L. G., Rosenbaum, P. F., & Cannizzaro, J. P. (2009). Knee medial compartment contact pressure increases with release of the type I anterior intermeniscal ligament. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(7), 1412-1416.
- Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, 24(10), 1003.
- Pena, E., Calvo, B., Martinez, M., & Doblare, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of biomechanics*, 39(9), 1686-1701.
- Pena, E., Calvo, B., Martínez, M., Palanca, D., & Doblare, M. (2005). Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 20(5), 498-507.
- Penrose, J., Holt, G., Beaugonin, M., & Hose, D. (2002). Development of an accurate three-dimensional finite element knee model. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 5(4), 291-300.
- Piziali, R., Rastegar, J., Nagel, D., & Schurman, D. (1980). The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint. *Journal of biomechanical engineering*, 102(4), 277.

- Poh, S. Y., Yew, K. S. A., Wong, P. L. K., Koh, S. B. J., Chia, S. L., Fook-Chong, S., & Howe, T. S. (2011). Role of the anterior intermeniscal ligament in tibiofemoral contact mechanics during axial joint loading. *The Knee*.
- Pope, M., Johnson, R., Brown, D., & Tighe, C. (1979). The role of the musculature in injuries to the medial collateral ligament. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 61(3), 398.
- Race, A., & Amis, A. A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *Journal of biomechanics*, 27(1), 13-24.
- Ratcliffe, A., Fryer, P. R., & Hardingham, T. E. (1984). The distribution of aggregating proteoglycans in articular cartilage: comparison of quantitative immunoelectron microscopy with radioimmunoassay and biochemical analysis. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 32(2), 193.
- Riener, R., & Edrich, T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of biomechanics*, 32(5), 539-544.
- Sakane, M., Fox, R. J., Glen, S. L. Y. W., Livesay, A., Li, G., & Fu, F. H. (1997). In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(2), 285-293.
- Sauren, A., Huson, A., & Schouten, R. (1984). An axisymmetric finite element analysis of the mechanical function of the meniscus. *Int J Sports Med*, 5, 93-95.
- Schreppers, G., Sauren, A., & Huson, A. (1990). A numerical model of the load transmission in the tibio-femoral contact area. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 204(1), 53-59.
- 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 rotation. *Journal of biomechanics*, 13(9), 785-794.
- Sekaran, S. V., Hull, M. L., & Howell, S. M. (2002). Nonanatomic location of the posterior horn of a medial meniscal autograft implanted in a cadaveric knee adversely affects the pressure distribution on the tibial plateau. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 74-82.
- Setton, L., Tohyama, H., & Mow, V. (1998). Swelling and curling behaviors of articular cartilage. *Journal of biomechanical engineering*, 120, 355.
- Shelburne, K., Torry, M., & Pandy, M. (2005). Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1984-1956.
- Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Pandy, M. G. (2006). Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *Journal of orthopaedic research*, 24(10), 1983-1990.

- Shepherd, D., & Seedhom, B. (1999). Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the rheumatic diseases*, 58(1), 27-34.
- Shirazi-Adl, A. (2006). Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *Journal of biomechanics*, 39(2), 267-275.
- Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (2000). Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. *Clinical Biomechanics*, 15(10), 718-725.
- Shirazi, R., Shirazi-Adl, A., & Hurtig, M. (2008). Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. *Journal of biomechanics*, 41(16), 3340-3348.
- Shirazi, A. R. (2008). Computational biomechanics of the human knee joint-role of collagen fibrils networks. Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal, Qc., Canada.
- Shoemaker, S., & Markolf, K. (1986). The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 68(1), 71.
- Shoemaker, S. C., & Markolf, K. L. (1985). Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. *J Bone Joint Surg Am*, 67, 136-146.
- Silder, A., Whittington, B., Heiderscheit, B., & Thelen, D. G. (2007). Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *Journal of biomechanics*, 40(12), 2628-2635.
- Smith, J. (1956). Observations on the postural mechanism of the human knee joint. *Journal of anatomy*, 90(Pt 2), 236.
- Spilker, R. L., Donzelli, P. S., & Mow, V. C. (1992). A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. *Journal of biomechanics*, 25(9), 1027-1045.
- Such, C., Unsworth, A., Wright, V., & Dowson, D. (1975). Quantitative study of stiffness in the knee joint. *Annals of the rheumatic diseases*, 34(4), 286-291.
- Sweigart, M. A., & Athanasiou, K. A. (2001). Toward tissue engineering of the knee meniscus. *Tissue engineering*, 7(2), 111-129.
- Tissakht, M., & Ahmed, A. (1995). Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. *Journal of biomechanics*, 28(4), 411-422.
- Un, B. S., Beynon, B. D., Churchill, D. L., Haugh, L. D., Risberg, M. A., & Fleming, B. C. (2001). A new device to measure knee laxity during weightbearing and non-weightbearing conditions. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(6), 1185-1191.
- Van Eijden, T., Kouwenhoven, E., Verburg, J., & Weijs, W. (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *Journal of biomechanics*, 19(3), 219-229.

- Vedi, V., Spouse, E., Williams, A., Tennant, S., Hunt, D., & Gedroyc, W. (1999). Meniscal movement An in-vivo study using dynamic MRI. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 81(1), 37-41.
- Walker, P., & Hajek, J. (1972). The load-bearing area in the knee joint. *Journal of biomechanics*, 5(6), 581-589.
- Walker, P. S., & Erkiuan, M. J. (1975). The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, 109, 184.
- Walker, P. S., & Erkman, M. J. (1975). The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, 109, 184.
- Wang, C. J. E. N., & Walker, P. S. (1974). Rotatory laxity of the human knee joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 56(1), 161-170.
- Weiss, J. A., & Gardiner, J. C. (2001). Computational modeling of ligament mechanics. *Critical reviews in biomedical engineering*, 29(3), 303-374.
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., & Thelen, D. G. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & posture*, 27(4), 628-634.
- Wilson, W., Van Donkelaar, C., Van Rietbergen, B., Ito, K., & Huiskes, R. (2004). Stresses in the local collagen network of articular cartilage: a poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study. *Journal of biomechanics*, 37(3), 357-366.
- Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., Huson, A., & Struben, P. (1980). A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *Journal of biomechanics*, 13(8), 677-685.
- Yang, N., Canavan, P., Nayeb-Hashemi, H., Najafi, B., & Vaziri, A. (2010). Protocol for constructing subject-specific biomechanical models of knee joint. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13(5), 589-603.
- Yao, J., Snibbe, J., Maloney, M., & Lerner, A. L. (2006). Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: a finite element analysis with image-based experimental validation. *Journal of biomechanical engineering*, 128(1), 135.
- Zantop, T., Petersen, W., Sekiya, J. K., Musahl, V., & Fu, F. H. (2006). Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(10), 982-992.
- Zhang, L. Q., & Wang, G. (2001). Dynamic and static control of the human knee joint in abduction-adduction. *Journal of biomechanics*, 34(9), 1107-1115.
- Zhu, W., Chern, K. Y., & Mow, V. C. (1994). Anisotropic viscoelastic shear properties of bovine meniscus. *Clinical orthopaedics and related research*(306), 34.



Zielinska, B., & Donahue, T. (2006). 3D finite element model of meniscectomy: changes in joint contact behavior. *Journal of biomechanical engineering*, 128(1), 115.

## ANNEXE

Tableau A-1: Comparaison: pression de contact maximal, pour différentes forces de compression.

L: plateau latéral, M: plateau médial.

		500N	800N	890N	1000N	1200N	1500N	1800N
Présent modèle moins raffiné	L	1.88	2.6	2.82	3.03	3.42	3.95	3.98
	M	1.57	2.17	2.43	2.53	2.78	2.89	3.2
Présent modèle raffiné	L	-	-	-	3.7	-	-	-
	M	-	-	-	3.08	-	-	-
Poh et al. (2011)	L	-	-	-	-	-	-	6.89(±3.47)
	M	-	-	-	-	-	-	11.70(±1.2)
Paci et al. (2009)	M	-	-	-	2.33	-	-	-
Shirazi et al. (2008)	L	-	-	2.89	2.96	-	3.42	-
R. Allaire (2008)	M	-	-	-	5.32±0.32	-	-	-
Haut Donahue (2002; 2003)	L	-	2.60	-	-	3.78	-	-
	M	-	2.04	-	-	3.46	-	-
Inaba et al (1990)	L	-	-	1.4	1.6	-	2.3	-
Ahmed and Burke (1983)	L	-	-	2.75	-	-	-	-
Fukubayachi and Kurosawa (1980)	L	-	-	-	~3	-	~4	-
Walker et al. (1972; 1975)	L	-	-	-	3.20	-	2.92	-

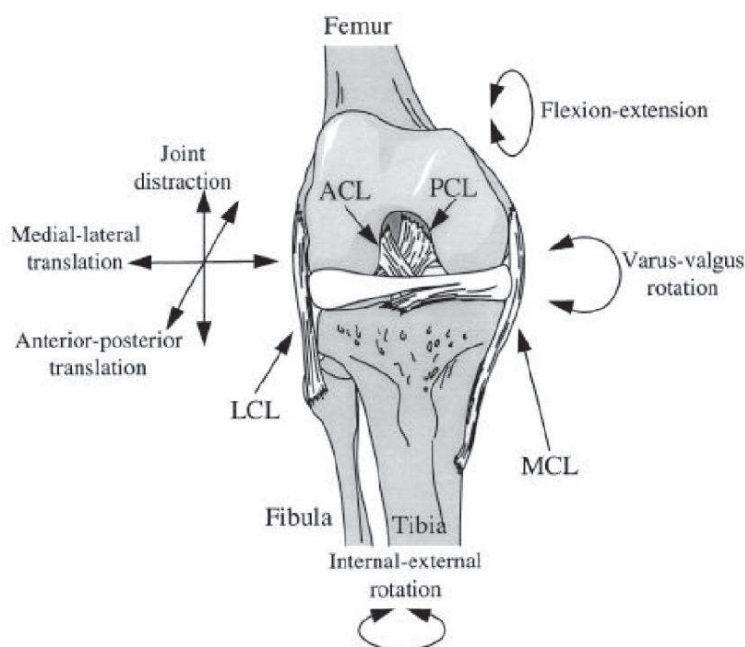


Figure A-1: Degrés de liberté de l'articulation du genou (vue antérieure d'un genou droit).

(E. S. Grood &amp; Suntay, 1983)

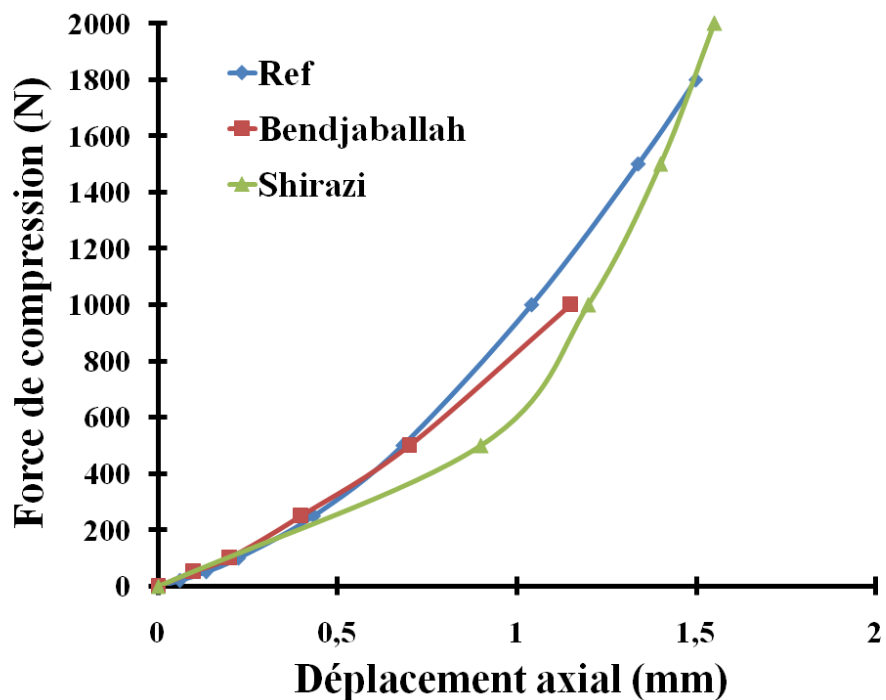


Figure A-2: Déplacement axial en fonction de la force de compression (Ref), comparaison avec les prédictions par Bendjaballah (1995) et Shirazi (2008).

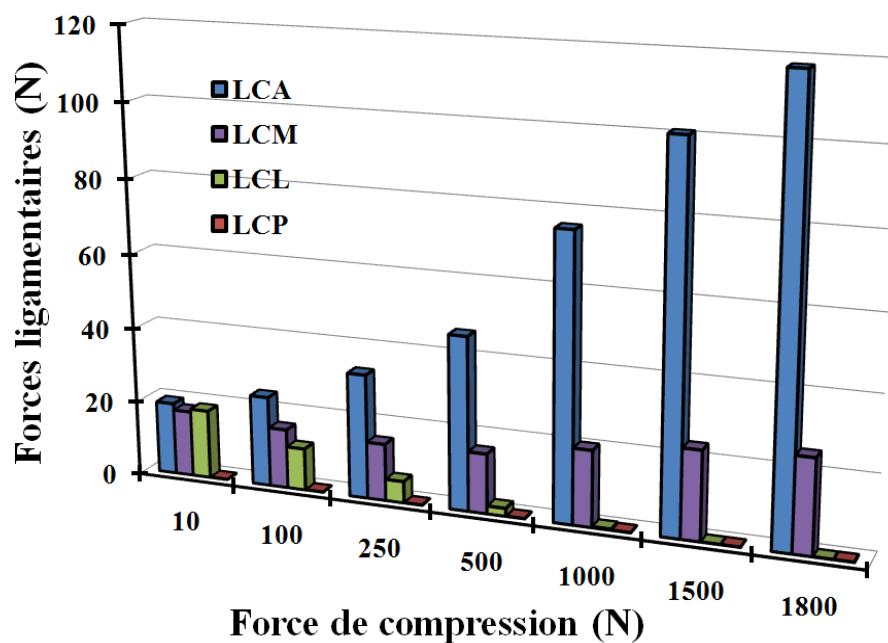


Figure A-3: Variation des forces ligamentaires en fonction de la force de compression, à 0deg flexion.

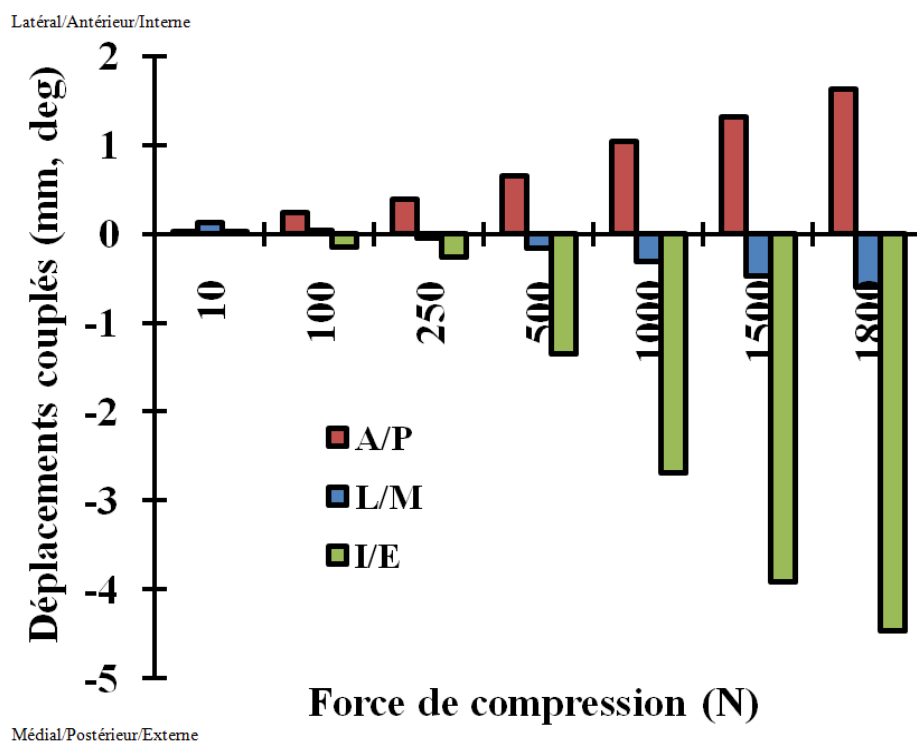


Figure A-4: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites en pleine extension.

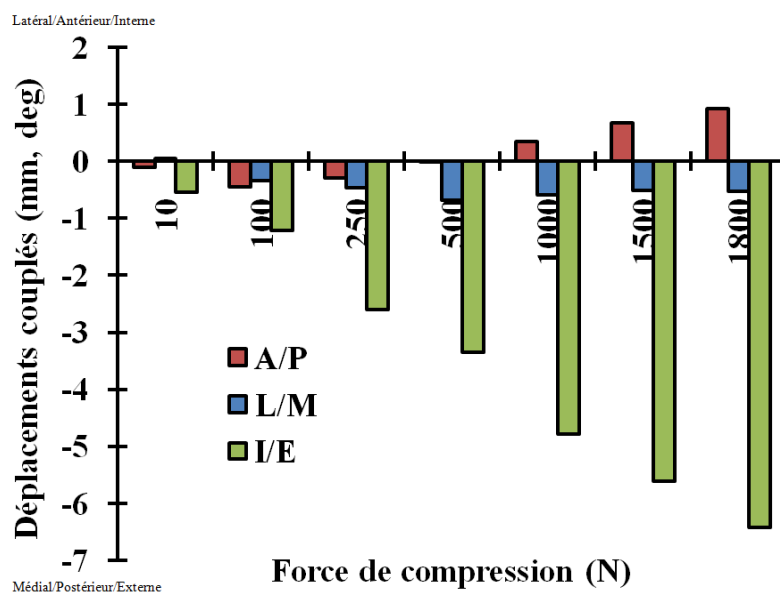


Figure A-5: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 15°.

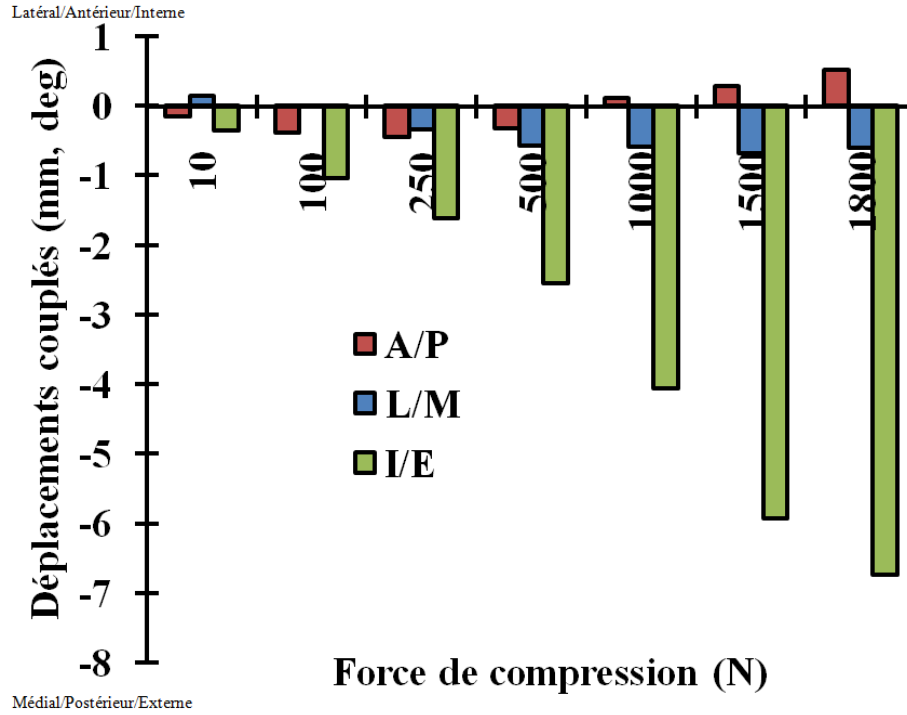


Figure A-6: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 30deg

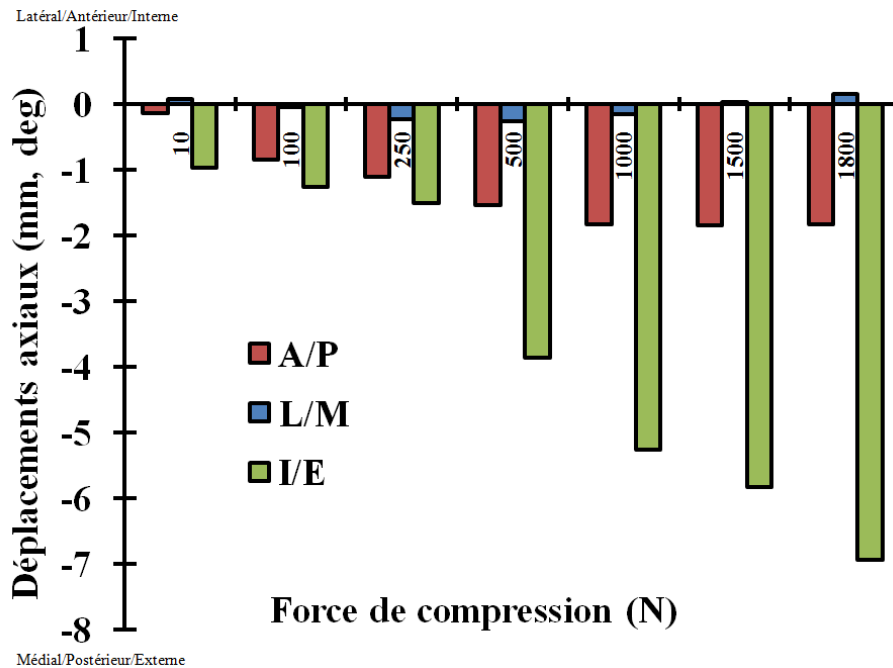


Figure A-7: Mouvements couplés du tibia en fonction de la force de compression. Analyses faites à 45deg

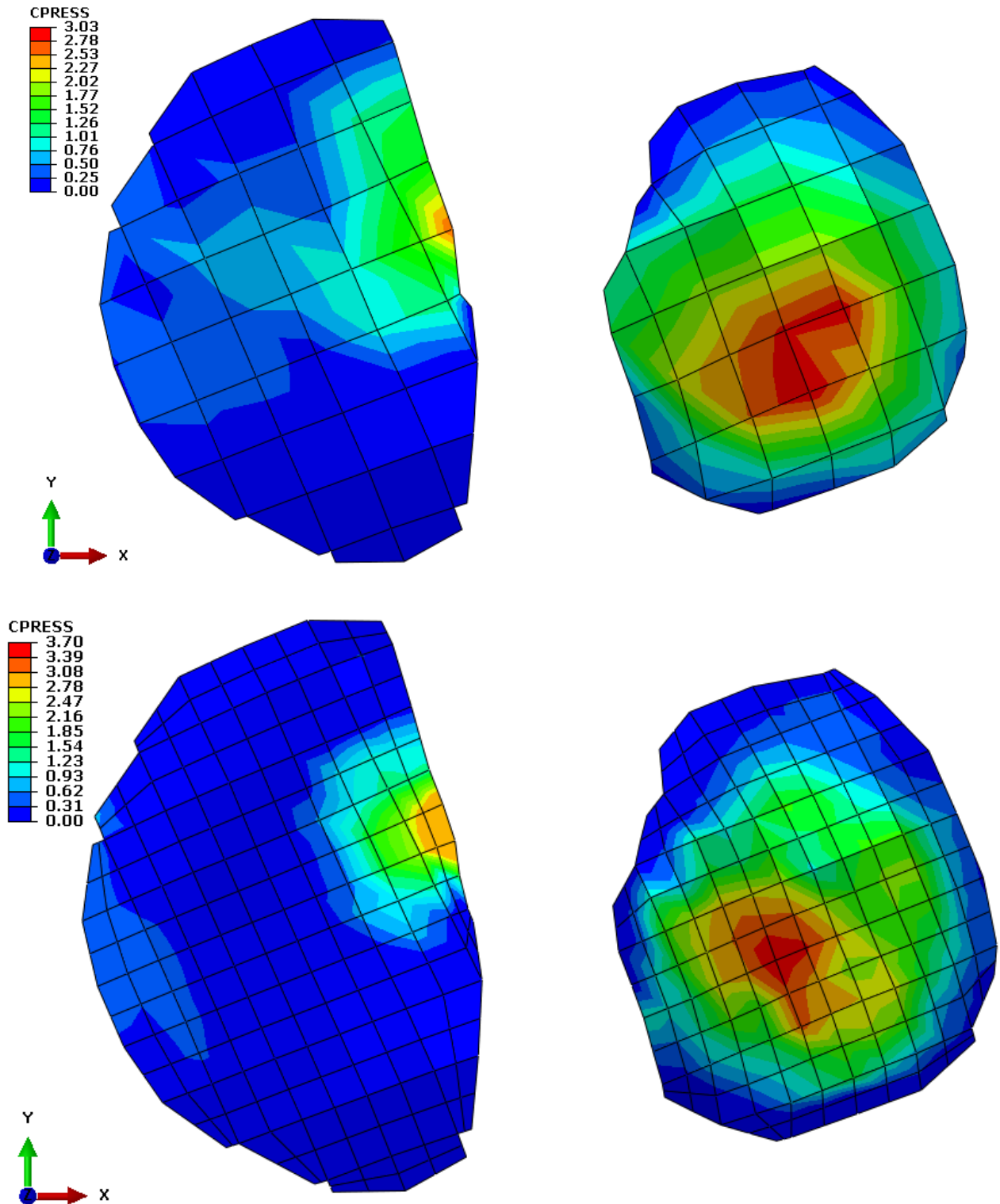


Figure A-8: Pression de contact sur le plateau tibial pour le cas flexion nulle et compression 1000N, en haut : modèle moins raffiné et en bas : modèle plus raffiné.

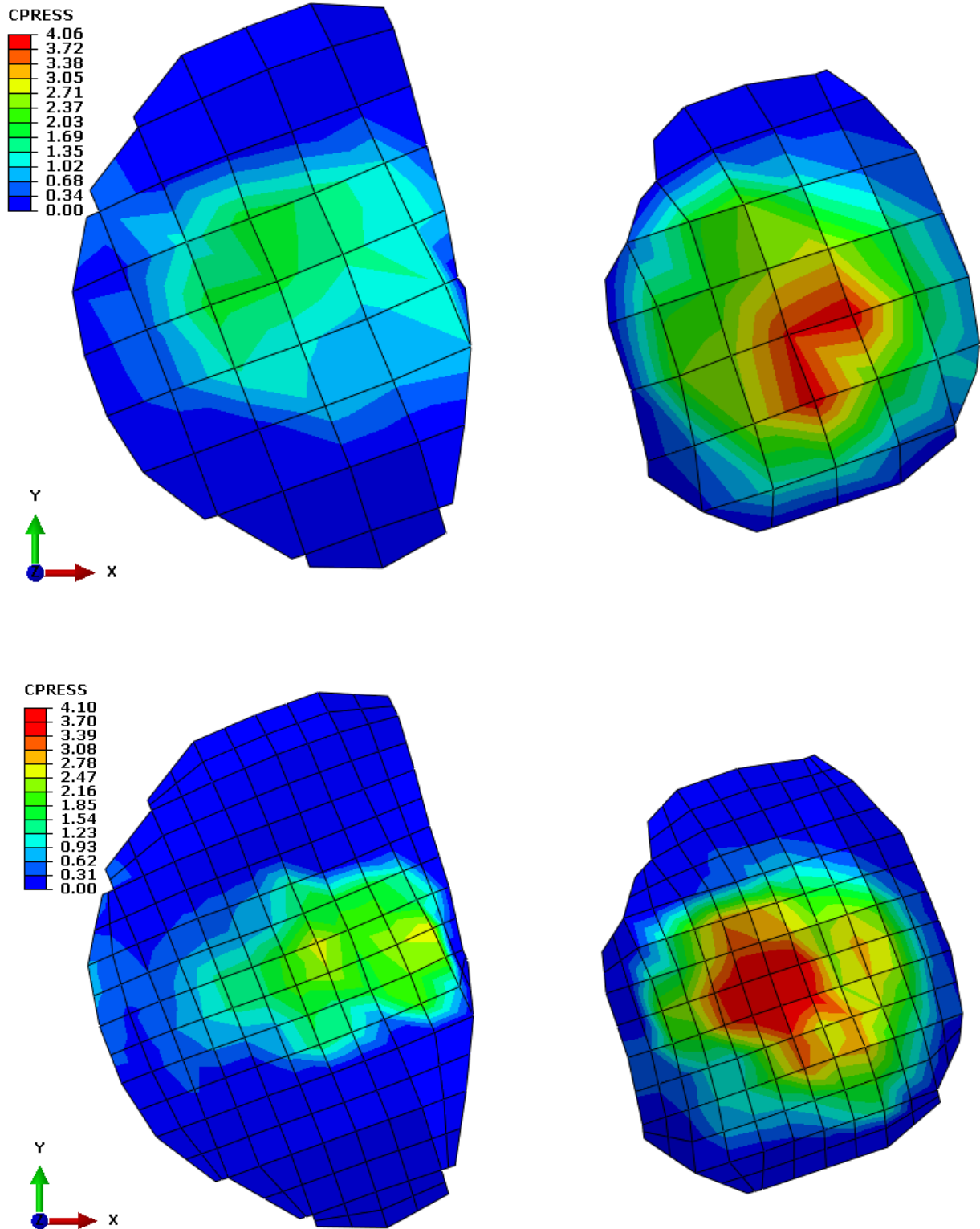


Figure A-9: Pression de contact sur le plateau tibial pour le cas flexion 45deg et compression 1000N, en haut : modèle moins raffiné et en bas : modèle plus raffiné.