



**NIRINIRILALA RAMANIRAKA**  
NIRINA.RAMANIRAKA@epfl.ch  
CENTRE DE RECHERCHE EN ORTHOPÉDIE,  
INSTITUT BIO-E, FACULTÉ STI, EPFL  
HÔPITAL ORTHOPÉDIQUE DE LA SUISSE ROMANDE

**ALEXANDRE TERRIER**  
ALEXANDRE.TERRIER@epfl.ch  
CENTRE DE RECHERCHE EN ORTHOPÉDIE,  
INSTITUT BIO-E, FACULTÉ STI, EPFL  
HÔPITAL ORTHOPÉDIQUE DE LA SUISSE ROMANDE

**OLIVIER SIEGRIST**  
HÔPITAL ORTHOPÉDIQUE DE LA SUISSE ROMANDE



# ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA RECONSTRUCTION DU LIQAMENT CROISÉ POSTÉRIEUR (LCP) DU GENOU

## MÉTHODE PAR ÉLÉMENTS FINIS

### INTRODUCTION

Le LCP est un des principaux ligaments stabilisateurs du genou. Sa rupture est une source de laxité qui peut induire un mauvais fonctionnement du genou. A long terme, ceci peut mener à une usure cartilagineuse et à une arthrose prématurée du genou. Le LCP a suscité beaucoup moins d'attention que le Ligament Croisé Antérieur (LCA). Les résultats cliniques sont contradictoires et la stabilité du genou n'est pas toujours restaurée. Une connaissance plus complète de la biomécanique de LCP, notamment la connaissance des forces ligamentaires et articulaires (tibio-fémorale, patello-fémorale, menisco-fémorale) pourrait améliorer la reconstruction chirurgicale. Il serait également essentiel d'examiner l'interaction du LCP avec les autres éléments de l'articulation: cartilages, ménisques, os,...

Le but de ce projet est de tester différents types de greffes de remplacement du LCP. La première étape est de construire un modèle numérique du genou comprenant les structures osseuses et les structures molles. La deuxième étape consiste à utiliser ce modèle pour évaluer l'influence des différentes greffes de remplacement du LCP sur la biomécanique du genou reconstruit.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES

Les acquisitions de données nécessaires à la modélisation ont été faites sur le genou droit d'un volontaire, au Service de Radiologie Interventionnelle, centre Hospitalier Universitaire Vaudois, Lausanne.

**Acquisition d'images de résonance magnétique (IRM):** ces images sont utilisées pour la reconstruction tridimensionnelle des structures molles (ligaments, cartilages, tendons patellaires, ménisques).

**Acquisition des images tomographiques (scanner):** ces images CT sont utilisées pour la reconstruction géométrique tridimensionnelle des structures osseuses (fémur, tibia, rotule, péroné).

**Reconstruction des os et des structures molles de tissus:** le logiciel Amira 3.0 a été utilisé pour la segmentation semi-automatique des images CT et IRM. La superposition des images CT et IRM a été obtenue par 6 points de référence fixés sur le fémur et le tibia avant les acquisitions. Les courbes délimitant les différentes structures obtenues par segmentation ont été ensuite transférées dans le logiciel de Patran (MacNeal-Schwendler, Californie, Etats-Unis) pour la reconstruction volumique et le maillage en éléments finis (fig. 1). Le quadriceps a été modélisé avec des ressorts linéaires.

Les structures molles ont été modélisées avec des lois hyperélastiques non linéaires [1]. Les contacts tibio-fémoral, patello-fémoral et menisco-fémoral ont été modélisés avec des éléments de contact avec frottement en grand glissement. Les

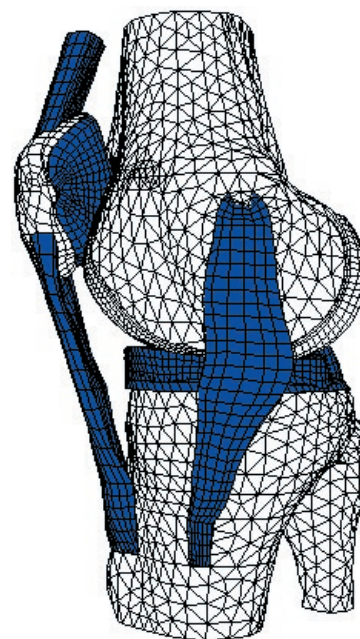


fig. 1 – MAILLAGES PAR ÉLÉMENTS FINIS DE L'ARTICULATION DU GENOU COMPRENANT LES STRUCTURES OSSEUSES (FÉMUR, TIBIA, ROTULE, PÉRONÉ) ET LES STRUCTURES MOLLES (LIQAMENTS, TENDONS ROTULIENS, CARTILAGES, MÉNISQUES)

lois normales de contact ont été basées sur une fonction exponentielle. Ces éléments de contact permettent de calculer le transfert de charges au niveau des surfaces de contact.

La condition de charge correspond à une flexion du genou, de la position d'extension jusqu'à 90° de flexion. Cette flexion a été obtenue en fixant le fémur et simulant une contraction des muscles fléchisseurs.

### SIMULATION NUMÉRIQUE

Le logiciel ABAQUS/Standard 6.3 (Hibbit, Karlsson and Sorensen inc., Pawtucket, Rhode Island, Etats-Unis) a été utilisé pour l'analyse biomécanique. Le temps de simulation de calcul pour arriver jusqu'à une flexion de 90° est de l'ordre de 48 heures.

Le modèle a été utilisé principalement pour calculer les pressions et les efforts de cisaillement sur les surfaces de contact, ainsi que les contraintes dans le LCP.

Trois cas ont été simulés: a) un genou intact, b) un genou reconstruit avec une autogreffe extraite, et c) un genou reconstruit avec une greffe synthétique.

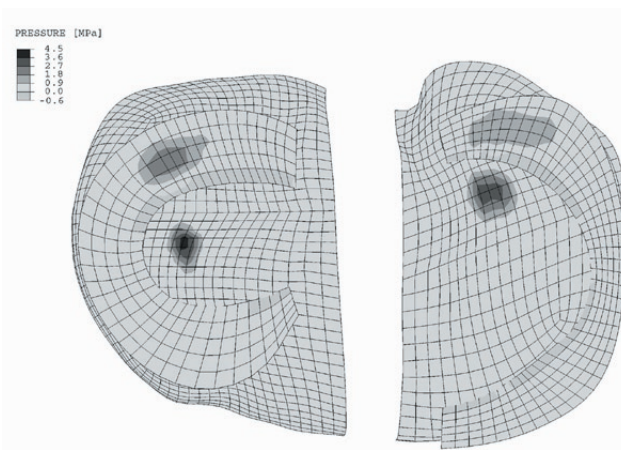


fig. 2 – Distribution de la pression sur la surface tibio-fémorale avec une greffe synthétique

### RÉSULTATS

La distribution de pression et sa valeur maximale sur les surfaces de contact ont été obtenues pour les trois cas précités. La distribution de la pression sur la surface de contact fémoro-tibiale latérale est similaire pour les trois cas. Du côté médial, la pression augmente lorsque la rigidité de la greffe augmente.

Les résultats montrent également que la contrainte de von Mises dans la greffe augmente avec la rigidité de la greffe (tableau 1).

	CONTRAÎTE DANS LA GREFFE [MPa]
GENOU INTACT	17.
RECONSTRUCTION AVEC UNE AUTOGREFFE	48.
RECONSTRUCTION AVEC UNE GREFFE SYNTHÉTIQUE	78.

TABLEAU 1 – Valeur des contraintes de von Mises maximales dans la greffe en fonction de la rigidité de la greffe

### Conclusion

Cette étude permet de montrer que la méthode des éléments finis est un outil puissant pour analyser, du point de vue biomécanique, les problèmes rencontrés après une reconstruction du Ligament Croisé Postérieur du genou.

La présence des contraintes élevées aussi bien dans la greffe que sur les surfaces de contact peut expliquer que les greffes synthétiques donnent de moins bons résultats par rapport aux greffes naturelles [2]. En fait, la présence des pressions élevées à la surface de contact tibio-fémoral pourrait être une source d'usure anormale du cartilage induisant une arthrose prématurée du genou. L'analyse biomécanique des reconstructions du LCP avec une greffe à deux faisceaux est actuellement en cours.

### RÉFÉRENCES

- [1] Pioletti D. P., Rakotomanana L. R., Benvenuti J. F., Leyvraz P.F. *Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons*. J. Biomechanics, pp. 31:753, 1998.
- [2] Fu F. H., Bennett C. H., Ma C. B., Menetrey J., Lattermann C. *Current trends in ACL reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations*. Am J Sports Med, 28(1): pp. 124-130, 2000. ■

**RECONSTRUIRE  
LES TISSUS**

