

Développement de modèles numériques du genou : validités et utilités des modèles

Alice Dennebouy

Abstract

L'objectif de ce mémoire est de faire un tour des méthodes de développement des modèles numériques du genou afin d'identifier les limites de ces derniers et dans quelle mesure ils sont valides. Différentes méthodes et tests expérimentaux seront abordés ainsi que des études qui mettent en lumière l'importance des choix du modélisateur dans la conception de modèle. Les modèles sont développés dans le but de pouvoir prédire le fonctionnement du genou dans certaines conditions pathologiques, les modifications post-opératoires...

1. Introduction

Le genou fait partie des articulations les plus complexes du corps. C'est une articulation synoviale complexe composée de 2 articulations : l'articulation fémoropatellaire et fémoro-tibiale. Les principaux mouvements permis par l'articulation du genou sont des mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal.

L'une des particularités du genou sont le rapport entre les surfaces du tibia et du fémur. En effet, leurs surfaces respectives sont toutes les deux concaves ce qui les rend incongrues. Les ménisques, qui sont fibrocartilagineux, vont assurer la congruence et la répartition des charges entre le tibia et le fémur. La stabilité de l'articulation est assurée aussi par l'ensemble des muscles qui y prennent attache et les nombreux ligaments présents (collatéraux, croisés, ...).

Environ 25% des adultes souffrent de douleurs aux genoux. La prévalence a augmenté de 65% durant les 20 dernières années [1]. La compréhension du fonctionnement du genou est donc essentielle pour pouvoir diagnostiquer et traiter au mieux les patients.

Les modèles 3D du genou ont donc été beaucoup développés dans le but de comprendre à quelles forces les structures sont soumises et les modifications que l'on peut avoir dans différentes pathologies.

La structure particulière du genou rend sa modélisation plus compliquée. Chaque tissu possède son propre comportement au niveau de la déformation, de la résistance et de sa réponse à la contrainte. Le développement de modèles numériques de genou est complexe. De nombreux modèles ont été proposés. Nous allons voir ici des exemples de développement de modèle 3D de genoux ainsi que leur validation, leur utilisation et leur limite.

2. Développement des modèles

Il existe plusieurs méthodes pour les tests utilisés pour développer des modèles : in vivo ou in vitro. Les mesures in vivo se basent sur un être humain vivant. Elles seraient idéales pour mesurer les contraintes des tissus mous autour et au niveau du genou, cependant ce n'est pas la méthode la plus pratique. Au contraire, avec des tests in vitro qui utilisent des cadavres humains, il est possible de mesurer des structures précises. Cependant ils coûtent plus chers et demandent des équipements spécifiques [2].

De plus, il faut délimiter les structures anatomiques que l'on souhaite inclure dans notre modèle. Certaines études vont se concentrer uniquement sur l'articulation fémoro-tibiale et ne prennent pas en compte l'impact de l'articulation fémoropatellaire et des muscles [2]. Une autre étude prend au contraire en compte uniquement l'articulation fémoropatellaire [3]. D'autres vont prendre en compte les deux articulations [4]. Certaines études vont aussi s'appuyer sur les muscles jambiers et tibiaux tandis que d'autres vont préférer se focaliser sur la partie proximale du tibia et distale du fémur.

Enfin les conditions de charge appliquées sur l'articulation sont importantes à prendre en compte. Les modèles peuvent être : statiques (articulation au repos), quasi-statiques (application d'une force passive) ou dynamiques [4]. Une même étude peut associer plusieurs charges différentes ainsi que des tests in vivo et in vitro.

Toutes les conditions précédentes vont en partie définir les limites de certains modèles et leur application possible en fonction de ce qui a été modélisé.

Nous allons voir ici trois modèles différents.

2.1 Modèle issu de l'étude d'Harris [2]

L'objectif de l'étude de Harris est de déterminer les capacités de laxité des ligaments du genou, de déterminer leurs engagements dans les mouvements du genou. Seuls les ligaments de l'articulation fémoro-tibiale sont étudiés. L'étude utilise des conditions de charge dynamique.

Quatre corps humains conservés par congélation vont être utilisés : trois spécimens mâles, IMC = 26 ± 10 , âge = 51 ± 15 ans. Dans un premier temps, les corps vont être mis à décongeler à température ambiante durant 24h. Ensuite des images d'IRM ont été réalisées de la tête du fémur jusqu'aux orteils en pondération T2. Ensuite chaque spécimen a été disséqué au niveau du tibia et du fémur laissant 20 cm entre l'articulation du genou les dissections. L'extrémité du tibia et du fémur vont être placées dans des cylindres. La base cylindrique du fémur est fixe. Ce dispositif va permettre de réaliser des mouvements passifs

du genou (Figure 1). Des « motions tracking array » ont été fixées au niveau du fémur, de la patella et du tibia. Les mouvements effectués au niveau du genou vont être suivis grâce à une « Optotrak 3020 camera system » (précision = 0,1 mm, Northern Digital, Inc., Waterloo, ON, Canada).

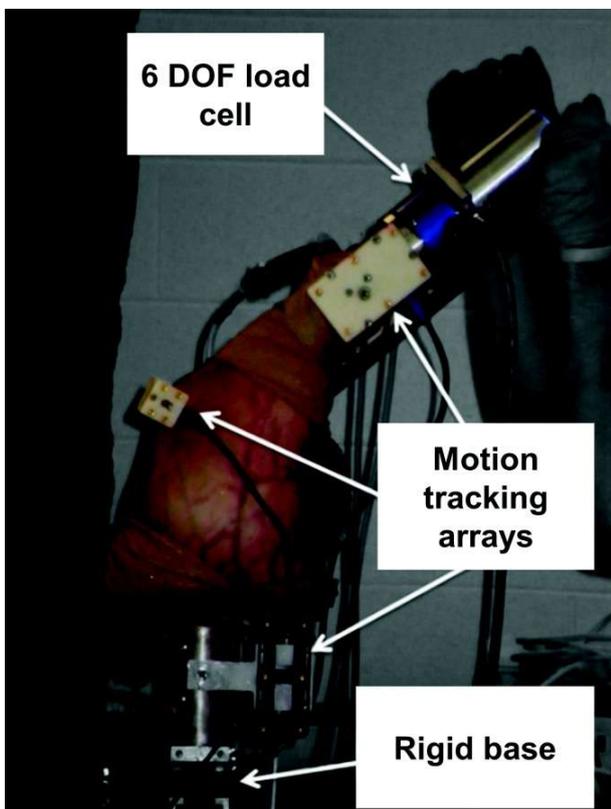


Figure 2 : Dispositif expérimental pour les mouvements passifs du genou dans l'étude d'Harris [2] (DOF = degré de liberté)

L'expérience consiste à appliquer une flexion passive au genou d'un angle de 0°, 15, 30, 45 et 60. Lors de chaque angle de flexion, une force va être appliquée au genou dans différentes directions afin de savoir quels ligaments permettent de limiter les mouvements. Les forces et les directions appliquées : couple Varius-Valgus (VV) jusqu'à $\pm 10 \text{ N}\cdot\text{m}$, couple Interne-Externe (IE) $\pm 8 \text{ N}\cdot\text{m}$ et couple Antérieur-Postérieur (AP) $\pm 80 \text{ N}$. La « 6 DOF load cell » permet de mesurer les amplitudes de couples. Elle est synchronisée avec le système de caméras Optotrak via un script pour vérifier en permanence que l'angle de flexion du genou reste le même lors de l'application de la charge.

Les tests se font d'abord sur des genoux sains dans un ordre randomisé pour l'application des forces (VV, IE, AP). L'expérimentation est conduite deux fois pour l'application du couple VV. Ensuite, les chercheurs ont effectué une résection contrôlée des ligaments croisés antérieurs et postérieurs et des ménisques latéral et médial. La capsule articulaire a été préservée au maximum avec sa

suture après chaque résection. Les tests ont ensuite été reconduits sur les genoux résequés.

Pour connaître les insertions anatomiques des ligaments en position neutre (c'est-à-dire d'extension complète) sur les genoux utilisés, ils ont été entièrement disséqués à la fin des expériences de test de laxité afin de pouvoir numériser via le système de capture d'Optotrak les insertions du ligament croisé antérieur ACL (faisceaux antémédial (amACL) et postérolatéral (plACL)), du ligament croisé postérieur LCP (faisceaux antérolatéral (alPCL) et postéromédial (pmPCL)), des ligaments collatéraux médiaux superficiel et profond (MCL, dMCL) et latéral (LCL). En addition, des points ont été numérisés sur les os du tibia et du fémur ainsi que sur les surfaces articulaires.

Grâce aux expériences précédentes, les chercheurs vont pouvoir développer le modèle numérique par éléments finis. La méthode par éléments finis consiste à résoudre numériquement une équation, notamment pour des simulations complexes, en proposant une solution approchée la plus fiable possible.

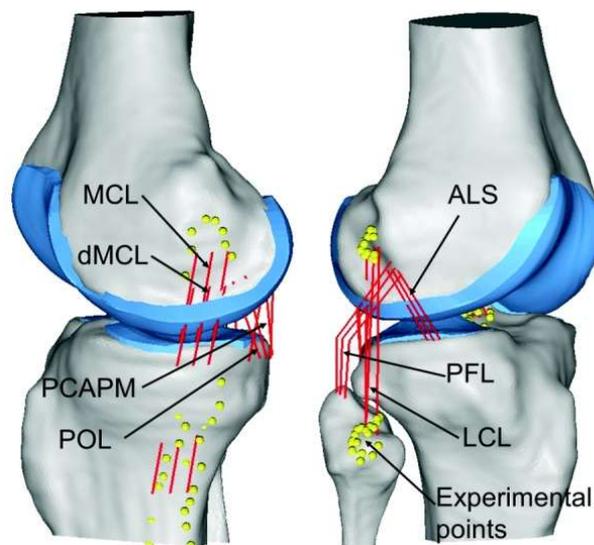


Figure 1 : Modèle EF obtenu, vue médiale (gauche) et latérale (droite). Les points jaunes sont les points obtenus lors de la numérisation des insertions (MCL = ligament collatéral médial et LCL = ligament collatéral latéral)

Tout d'abord, le fémur, le tibia ainsi que leurs cartilages correspondants ont été modélisés à partir des images IRM. Ensuite grâce aux points scannés lors de la dernière phase, l'emplacement des ligaments a pu être superposé sur les structures anatomiques modélisées. Ils ont été modélisés par des faisceaux d'éléments de ressort non linéaires point à point, en tension uniquement. De plus, certaines structures importantes à la stabilité du genou ont été rajoutées selon les emplacements décrits dans la littérature. Il s'agit du ligament oblique postérieur (POL), du ligament poplité-fibulaire (PFL), de la capsule postérieure latérale et médiale (mPCAP, IPCAP) et de la structure antérolatérale

que l'étalonnage permettent d'avoir des données plus robustes et une bonne validité du modèle. Cependant, la modélisation simplifiée des ligaments peut entraîner des imprécisions mais rend les simulations plus rapides. En mettant les données accessibles, les auteurs permettent la réalisation d'autres études avec des modélisations qui pourront être plus précises. De plus, il sera possible de rajouter d'autres composants du genou comme la patella.

On peut voir aussi une différence de précision importante entre les ligaments qui ont été numérisés et ceux placés à partir de la littérature.

Cette étude met déjà en lumière certaines limites : la particularité individuelle, la conservation des genoux durant l'expérimentation ainsi que l'importance entre les ligaments numérisés et ceux ajoutés à partir de la littérature.

Nous allons voir maintenant une autre étude qui a utilisé un protocole similaire. Elle est antérieure à l'étude d'Harris.

2.2 Modèle de l'étude d'Ali [3]

A la différence de l'étude d'Harris [2], cette étude s'intéresse à l'articulation patello-fémorale (PF). L'objectif est de réaliser un EF qui permettra de prédire la cinématique et la force du quadriceps à la fois sur des spécimens sains et pathologiques. C'est une étude dynamique in vitro.

Au niveau du matériel et des méthodes, l'équipe utilise trois spécimens humains mâles (âge moyen 55.3 ans, taille moyenne de 180,3 cm et poids moyen de 91,5 kg). Ils ont été décongelés à température ambiante puis une section des os du tibia et du fémur a été faite à environ 20 cm de la ligne articulaire. Au-delà de 10 cm de l'articulation, tous les tissus mous ont été retirés sauf les quadriceps et les muscles ischio-jambiers. Les genoux ne présentaient pas de blessure visible et peuvent donc être considérés comme sains.

En premier, des images des genoux ont été obtenues par tomographie à densité de matière (TDM) et par IRM. Ensuite, le fémur a été monté sur une base fixe, le tibia restait libre. Les tendons du quadriceps et des ischio-jambiers ont été clampés et tendus à l'aide d'un système de poulies afin d'obtenir une orientation physiologique de l'articulation (Figure 5). Un moteur pas à pas (Nema 34, Danahar Automation, Wood Dale, IL) ainsi qu'une cellule de charge de 1300 N (Transducer Technique, Temecula, CA) ont été connectés à la pince clampée du quadriceps afin de mettre le genou en flexion jusqu'à environ 120 degrés et mesurer la charge résultante appliquée sur le quadriceps. Une tension de 89N a été appliquée aux muscles semi-membraneux, ischio-jambiers et biceps fémoral. La cinématique fémoro-tibiale et fémoro-patellaire a été enregistrée via un système de capture de mouvement

Optotrak 3020 d'une précision de 0,04 degrés et 0.03 mm.

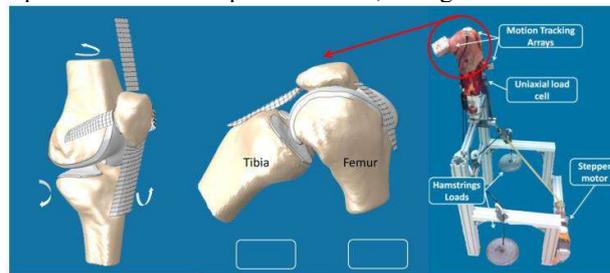


Figure 5 : montage expérimental du genou sur le banc de chargement musculaire (MLR) à droite et représentation informatique (à gauche)

Les genoux vont être soumis à des flexions profondes dans 3 conditions : intact, réséqué du LCA, réséqué du LCA et du LCP (qui sera appelé réséqué du LCP par la suite). Pour les conditions intact et réséqué LCA, les flexions dynamiques du genou ont été répétées cinq fois.

Ensuite, des repères anatomiques sur le fémur, le tibia et la rotule ont été numérisés pour obtenir un système de coordonnées afin de suivre la cinématique relative des os. La position des tissus mous et les composants du MLR (ligne d'action des muscles quadriceps et ischio-jambiers, sites d'attache du tendon rotulien, attache rotulienne du droit fémoral, attaches du biceps fémoral et du semi-membraneux tibial, nuages de points de la géométrie osseuse et articulaire) ont été numérisés pour construire le modèle numérique.

L'os et le cartilage ont été modélisés à partir des images CT et IRM. Le tendon du droit fémoral, le tendon rotulien, le ligament fémoropatellaire médial et latéral ainsi que les autres structures des tissus mous fémoro-patellaires ont été modélisés par une membrane renforcée de fibres 2D (M3D4R) et des éléments de ressort non linéaires. Les muscles quadriceps et ischio-jambiers ont été représentés par des connexions point à point avec un seul élément connecteur pour le quadriceps et 2 pour le biceps fémoral et le semi-membraneux. Les propriétés des ligaments et des tendons ont été définies selon des expérimentations précédentes. Les os et les cartilages ont été définis comme rigides (notamment pour des questions de vitesse de rendu). Une pénétration de surface nulle a été définie entre l'os et les tissus mous.

L'étalonnage du modèle a été réalisé en comparaison de la cinématique expérimentale avec une modification des emplacements et de l'orientation des tissus mous qui est restée dans la marge d'erreur des points numérisés. Les sites d'attache des tissus mous et la précontrainte ligamentaire n'ont pas été modifiés dans les simulations de résection du LCA et LCP afin de valider les performances du modèle du genou.

Les résultats de l'étude comprennent la cinématique patello-fémorale, la mécanique de contact articulaire, la force du quadriceps, le bras de levier du tendon rotulien,

son angle et son rapport de force.

Pour valider le modèle, les chercheurs ont comparé dans les trois conditions les cinématiques obtenues avec les modèles (qui ont été étalonnés sur le modèle intact) et la cinématique expérimentale. Une concordance avec les données expérimentales a été montrée à la fois en termes de tendance et d'ampleur. En effet, les différences moyennes de la racine carré moyenne (RMS) sont de 3,6° en rotation et 2,5 mm en translation pour les essais intacts, de 3,9° et 3,1 mm lors du déficit du LCA et de 4,6° et 3,7 mm avec le déficit de LCP (Figure 6a). On retrouve donc une erreur proche de celle de l'étude d'Harris. L'incertitude des attaches des tissus mous a influencé le modèle notamment sur les conditions en déficit du LCA et LCP (Figure 6b).

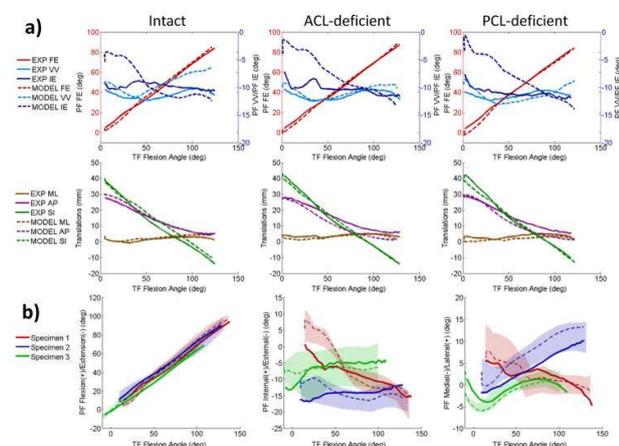


Figure 6 : a) Comparaison des cinématiques PF expérimentales et prédites par le modèle dans les conditions intactes (à gauche), déficientes en LCA (au milieu) et déficientes en LCP (à droite), moyennées sur les échantillons.

b) Incertitude dans la cinématique PF du modèle (F-E, I-E et M-L) indiquée pour trois échantillons intacts avec les limites d'incertitude expérimentales (ligne continue), modélisées (ligne pointillée) et ombrées (zone ombrée).

(FE : flexion(+)/extension(-), VV : varus(+)/valgus(-), IE : interne(+)/externe(-), ML : médial(+)/latéral(+), AP : antérieur(+)/postérieur(-), SI : supérieur(+)/inférieur(-))

La comparaison du modèle avec les valeurs obtenues expérimentalement permet d'assurer une bonne validité. Cependant, de part le dispositif d'expérimentation, très peu de différences ont pu être mises en évidence entre le genou sain et la résection du LCA. En effet, on retrouve peu de différence dans les résultats obtenus pour l'angle du tendon rotulien, la force du quadriceps. De plus, les trois spécimens n'ont pas forcément suivi la même modification. Pour la force du quadriceps, le spécimen 2 a montré une augmentation de la force lors des résections tandis que le n°1 a légèrement diminué et que le 3 n'a pas montré de différence. Pour le bras de levier du tendon rotulien, le n°1 et 2 ont montré une augmentation tandis que le n°3 est resté stable.

Cette étude confirme donc certaines limites qui avaient été mises en lumière précédemment : l'importance de la numérisation des attaches ligamentaires/tendineuses et la spécificité individuelle des genoux. De plus, le protocole expérimental est important selon les différences qui doivent être mises en lumière. En effet, les auteurs précisent dans la discussion que la position du tibia dans l'expérience ne favorise pas la translation antérieure du tibia lors de la résection du LCA.

Les 2 études précédentes peuvent être considérées comme complémentaires étant donné que la première s'intéresse à l'articulation tibio-fémorale et la seconde à l'articulation patello-fémorale. De plus, les protocoles expérimentaux étaient similaires. Ces deux études se basaient seulement sur des cadavres et sur une partie spécifique de l'articulation. L'étude suivante a une approche expérimentale différente.

2.3 Modèle de l'étude de Kiapour [4]

L'objectif de cette étude est de réaliser un modèle EF prenant en compte toutes les structures et tissus mous. En effet, les chercheurs veulent notamment prendre en compte toutes les articulations en même temps et inclure les ménisques contrairement à d'autres études [2,3].

Pour la modélisation du genou, l'équipe s'est appuyée sur les images de tomodensitométries (TDM) et IRM du membre inférieur d'une jeune athlète adulte âgée de 25 ans, mesurant 170 cm et pesant 64,4 kg. La jambe était en position neutre sans charge. Le modèle EF a été développé à partir des images TDM et IRM. Les structures du bassin jusqu'au pied ont été modélisées. Les principaux tissus mous du genou porteur de l'articulation (ligaments croisés et collatéraux, cartilage articulaire et les ménisques) ont été modélisés sous forme de structures anatomiques 3D dans l'objectif d'améliorer la précision du modèle. Le reste des ligaments du genou, la capsule articulaire ainsi que les tendons musculaires a été modélisé sous forme de treillis uniaxiaux et simplifié sous forme de représentation uniaxiale pour optimiser les calculs (Figure 7).

Le fémur, la rotule, le tibia, les cartilages du genou et les ménisques ont été considérés comme déformables ce qui diffère avec les études précédentes. Plus précisément, les os sont définis comme élastique linéaire avec des propriétés différentes en région corticale et trabéculaire. Les cartilages sont modélisés comme un matériau élastique linéaire isotrope. Les ménisques ont un matériau élastique linéaire isotrope transversalement avec des propriétés mécaniques différentes selon les directions. De plus, ils ont été attachés par un treillis au point d'attache anatomique. Les ligaments croisés et collatéraux ont été considérés comme des structures hyperélastiques anisotropes incompressibles. Pour respecter l'orientation des fibres au sein des ligaments, les ligaments croisés utilisent deux

familles de fibres représentant les faisceaux au sein de ces ligaments. Les autres ligaments, non simulés comme des structures 3D, ont été simulés comme des matériaux élastiques non linéaires (ce qui rejoint les études précédentes). Enfin, des treillis ont été utilisés pour modéliser les muscles trans-genoux (Figure 7). Le chemin des treillis des muscles est basé sur la littérature.

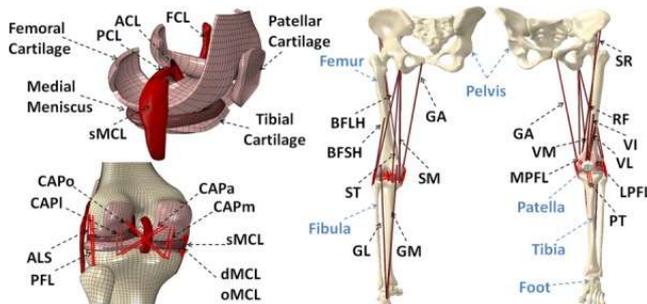


Figure 7 : Modèle EF du membre inférieur

LCA : ligament croisé antérieur ; LCP : ligament croisé postérieur ; LFC : ligament collatéral fibulaire ; LCMs, LCMd et LCMo : faisceaux superficiels, profonds et obliques du ligament collatéral médial ; CAPm, CAPI, CAPo et CAPa : faisceaux médial, latéral, poplité oblique et poplité arqué de la capsule postérieure ; ALS : structure antérolatérale ; PFL : ligament poplitéo-fibulaire ; MPFL : ligament fémoro-patellaire médial ; LPFL : ligament fémoro-patellaire latéral ; PT : tendon rotulien ; VM : vaste médial ; RF : droit fémoral ; VI : vaste intermédiaire ; VL : vaste latéral ; BFLH : chef long du biceps fémoral ; BFSH : chef court du biceps fémoral ; SM : semi-membraneux ; ST : semi-tendineux ; SR : sartorius ; GA : gracilis ; GM : gastrocnémien médial ; GL : gastrocnémien latéral.

Par rapport aux études précédentes, la modélisation et les propriétés des différents matériaux ont été beaucoup plus poussées. En effet, les chercheurs veulent obtenir la modélisation la plus précise possible. Cependant, le temps de calculs en est impacté. Des optimisations de calculs ont été faites sur certains ligaments comme vu précédemment et sur la modélisation des os qui se trouve à 10 cm au-dessus ou en-dessous de la ligne articulaire qui ont été modélisés comme rigides.

En parallèle de la modélisation, des expériences ont été effectuées sur seize membres inférieurs humains afin de valider le modèle EF. Les spécimens correspondent à 8 femmes et 8 hommes âgés de 38 ans à 52 ans. Pour chaque spécimen, le fémur a été sectionné au niveau de sa diaphyse médiane. Tous les tissus mous jusqu'à 15 cm en amont de l'interligne articulaire ont été disséqués. Les tendons du quadriceps et des ischio-jambiers ont été isolés et clampés afin d'appliquer une charge dessus.

En premier lieu, des tests quasi-statiques ont été effectués. Des charges musculaires ont été simulées : 400 N pour le quadriceps et 200N pour les ischio-jambiers. Les genoux ont été testés dans cinq conditions de charges différentes : en (1) abduction du genou 0 à 50 Nm (flexion à 25°), en (2) abduction 0 à 50 Nm + 20 Nm de rotation

tibiale interne (flexion à 25°), en (3) pas de charge externe et flexion de 0 à 50°, en (4) 15 Nm de rotation tibiale interne avec une flexion de 0 à 50° et enfin en (5) 134 N de cisaillement tibial antérieur + 15 Nm de rotation tibiale interne (flexion de 0 à 50°).

Ensuite, des tests dynamiques ont été effectués. Le test consiste à simuler la réception lors d'un saut. Celle-ci a été simulée avec un relâchement de la moitié du corps à partir de 30cm sur le pied et un angle de flexion du genou de 25°. Une charge musculaire a été simulée sur le quadriceps (1200N) et sur les ischio-jambiers (800N). L'impact était axial. Ensuite, les tests ont été répétés avec en plus une force de cisaillement tibiale antérieure de 134N.

Pour calculer les déformations du LCA et LCM, un capteur de déplacement à réluctance variable différentielle (DVRT) a été placé par arthroscopie sur le faisceau antéro-médial du LCA. Trois DVRT ont été placés le long du LCM. Les mouvements du tibia et du fémur ont été suivis par le système Optotrack 3020. Pour la cartographie de la pression articulaire, un capteur K-Scan (Tekscan Inc., Boston, MA) a été placé par arthroscopie dans les compartiments médial et latéral sous les ménisques. Ils n'ont été utilisés que dans les tests quasi-statiques car peu fiables pour le test dynamique.

Pour valider le modèle, les auteurs ont calculé, entre le modèle numérique et les données expérimentales, les RMSE, les coefficients de corrélation de Pearson, les p-value ainsi que les intervalles de confiance à 95%.

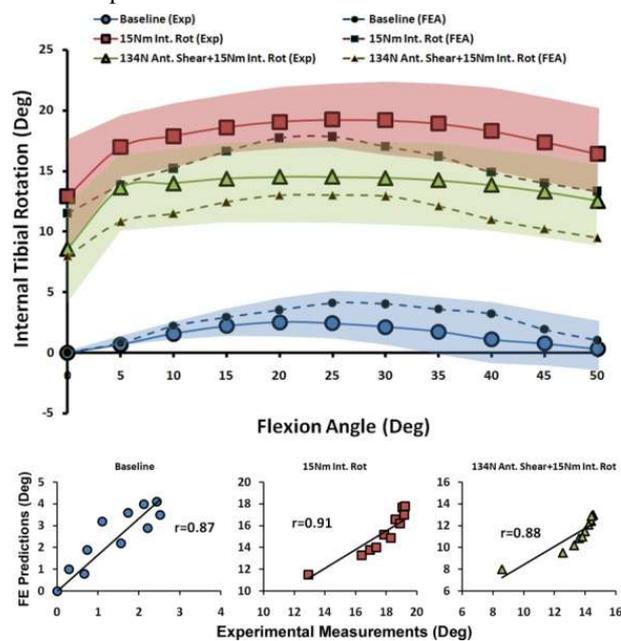


Figure 8 : Prédictions EF par rapport aux données expérimentales pour la cinématique du plan axial tibio-fémoral dans des conditions de charge quasi-statique (les zones ombrées représentent les intervalles de confiance expérimentaux à 95 %)

Les résultats montrent que le modèle utilisé reproduit

très bien la cinématique obtenue expérimentalement. En effet, toutes les cinématiques tibio-fémorales obtenues par le modèle EF se situent dans l'intervalle de 95% des données expérimentales (Figure 8). De plus, pour les mesures expérimentales de la rotation axiale tibiale on obtient un coefficient de corrélation $r > 0,8$, une p-value inférieure à 0,0005, une RMSE $\leq 2,5$ degrés et pour la cinématique du plan frontal tibio-fémoral : $r > 0,9$, $p < 0,0005$, RMSE $< 1,5$ degrés. En bref, quasiment tous les résultats étaient compris dans l'intervalle de confiance et avait une corrélation forte (définie comme $\geq 0,75$ par les auteurs à partir d'une autre étude). Le modèle a aussi une très bonne prédictibilité sur la pression exercée sur le cartilage pour les charges fonctionnelles (Figure 9). Les données n'ayant pas pu être obtenues lors des tests dynamiques, la comparaison ne peut être faite dans la condition de la réception.

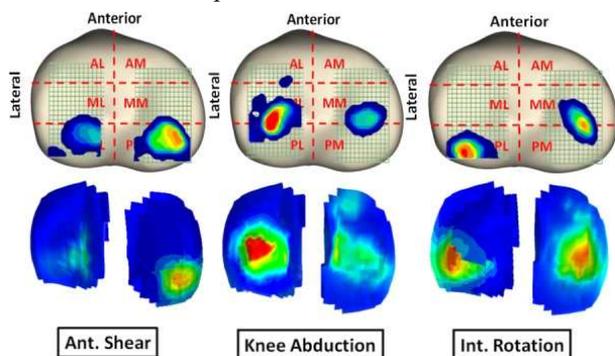


Figure 9 : Répartition de la pression à travers le cartilage articulaire tibial dans des conditions de charge fonctionnelle obtenues expérimentalement (en haut) et prédites par le modèle EF (en bas)

Cette étude a permis de faire un modèle EF détaillé qui prédit de manière fiable le comportement de l'articulation d'un genou sain. De nombreuses différences avec les études précédentes peuvent être notées, cependant au vu du nombre de spécimens utilisés et de la complexité du modèle, le coût de cette étude doit être plus élevé que les autres.

Le modèle n'a pas été testé lors de simulations de conditions pathologiques. Il est intéressant de noter l'importance des objectifs fixés par les chercheurs qui expliquent les solutions et les expérimentations adoptées. Ce modèle essaie de s'affranchir de la particularité individuelle en augmentant le nombre de spécimens et en prenant en compte une parité de sexe.

Comme les études pour obtenir des modèles EF sont chronophages et coûteuses, certains chercheurs ont développé des bases de données open source [2, 5]. C'est le cas de la prochaine étude.

2.4 Open Knee(s) [5]

Dans cette étude, les chercheurs ont un objectif bien

particulier : fournir une cohorte de genoux avec les données de A à Z. En effet, comme dit précédemment, les études pour obtenir de modèle EF de genou sont longues, chronophages et coûteuses. De plus, elles nécessitent des connaissances dans la segmentation des images, la modélisation, maillages... Les auteurs ici veulent faciliter des recherches ultérieures en permettant à d'autres chercheurs d'avoir accès à toutes les étapes (de l'image IRM jusqu'à la simulation finale) tout en s'affranchissant de leur réalisation afin de faciliter les prochaines recherches. D'autres études auparavant ont fournis leurs données [2] mais sans les étapes intermédiaires.

Les modèles d'Open Knee(s) ont été développés à partir de huit échantillons de genou. Les donneurs comprennent autant d'homme que de femme, des jeunes (18-35 ans), des personnes d'âge moyen (40-65 ans) et des personnes âgées (65-80). Le cartilage peut être sain ou pathologique. La taille se situe entre 1,5 et 1,8 mètre, le poids entre 45 et 90 kg et l'IMC entre 18,5 et 24,9.

Tout d'abord, des images IRM des genoux ont été acquises selon trois protocoles : généraliste, focalisé sur le cartilage et focalisé sur le tissu conjonctif.

Pour le développement du modèle à partir des images, les auteurs utilisent des logiciels libres et open source. Le processus de création d'un modèle passe par plusieurs étapes : la segmentation d'images, la génération d'une géométrie de surface, génération d'un maillage, l'assemblage et la création de modèles et la simulation (Figure 10).

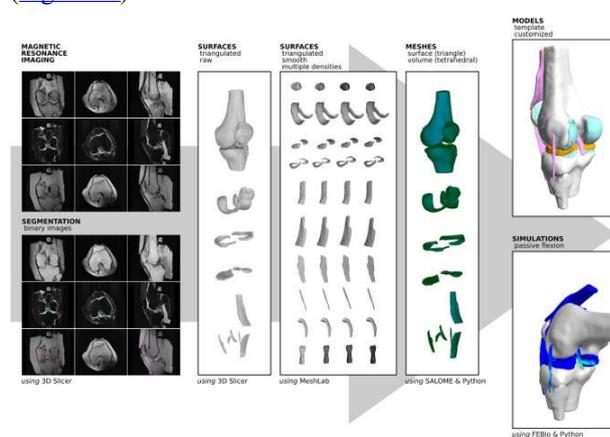


Figure 10 : ensemble des étapes pour passer des images au modèle fini

La segmentation s'est faite principalement à la main à partir des images IMR pour à chaque structure associer une zone de l'image et une étiquette. Pour la génération de maillage et l'assemblage, des scripts de la plateforme Salome et Python ont été utilisés. Les auteurs détaillent les choix qui ont été faits dans la génération du maillage. Par exemple, pour les os le choix s'est porté sur un maillage de surface car il est supposé qu'ils soient considérés comme des corps rigides. L'accès aux données

de l'ensemble des étapes permet donc d'éventuellement reprendre le modèle en changeant le maillage des os pour mettre un maillage volumineux afin de mettre un matériau élastique [4]. Ensuite pour préparer le modèle à la simulation, des paramètres de matériaux, de déformation ligamentaire, des composants stabilisateurs ont été définis. Pour exemple, les os ont été définis comme rigides, le cartilage néo-hookéen presque incompressible, etc.... Comme pour le reste, ces éléments sont modifiables par les utilisateurs.

Comme tout modèle, il doit être validé. Pour cela, en plus des données d'imagerie, des test mécaniques ont été effectués. Pour l'articulation tibio-fémorale, ce sont des tests de flexion passive, de laxité et de charge combinés qui ont été effectués. Pour l'articulation fémoropatellaire, un test sous charge du quadriceps à des angles de flexion allant de 0 à 60° a été effectué.

Les modèles fournis par Open Knee(s) ne peuvent être considérés valides sans prendre en compte le contexte d'utilisation. Cependant, les données mécaniques obtenues permettent aux utilisateurs de valider leur modèle. Il est important aussi de noter que le séquençage à la main des images est soumis aux éventuelles erreurs humaines ainsi qu'à l'appréciation individuelle.

Cette base de données exhaustive a permis de mener des études sur l'impact des choix individuels des équipes de recherches sur les modélisations EF des genoux. Cela permet de voir quels sont les autres paramètres qui peuvent impacter le résultat final [6, 7].

3. L'impact des choix personnels en modélisation

Dans les articles précédents, on a pu mettre en évidence différentes limites qui vont jouer sur la validité du modèle : la manière d'obtenir les attaches ligamentaire/tendineuse, la conservation des genoux au cours des expériences, la variabilité individuelle, les protocoles expérimentaux et l'erreur humaine lors de la segmentation.

Les études qui suivent cherchent à mettre en lumière les différences pouvant résulter lors de choix de modélisation à partir d'une même base de données. En effet, lors de la réalisation du modèle, différentes lignes de conduite peuvent être suivies.

3.1 Variation dans le développement des modèles [6]

L'étude de Rooks fait partie d'un ensemble d'étude qui cherche à déterminer la reproductibilité des modèles EF des genoux. En effet, la reproductibilité est une pierre importante dans les sciences.

Cette première étude va s'intéresser aux différences de modèles (sans calibration) obtenus entre cinq équipes

indépendantes. Pour cela, les auteurs vont fournir des jeux de données indépendants. Les données A sont issues de l'étude de Harris [2] (échantillon DU02). Les données B sont issues du projet Open Knee(s) de 2015 qui a été complété récemment par celui de 2022 [5] (pas encore publié à la période de cette étude). L'objectif est de développer un modèle capable de simuler une flexion passive de 0 à 90 degrés.

Chaque équipe doit fournir un document présentant la marche qu'elle veut suivre pour développer le modèle, et des documents décrivant les écarts qui ont été pris et les raisons des écarts.

Suite aux documents récoltés après réalisation des modèles, les catégories des raisons d'écarts suivantes ont été déterminées : concordance anatomique, limitation par le logiciel, limitation des données, convergence du modèle, coût du calcul, commodité, écart dû à un autre écart, documentations, non claire ou non précisée. On peut déjà voir que beaucoup de raison d'ordre technique peuvent entrainer des modifications par rapport à la ligne de conduite initiale. Les catégories d'écarts les plus courantes sont la concordance anatomique, les limitations du logiciel, la convergence du modèle et la documentation qui concernent donc principalement la première partie du travail.

Lors des comparaisons des modèles informatiques, des différences ont été identifiées dans presque tous les aspects des modèles de l'articulation. En premier lieux, une différence visuelle est évidente au niveau des composants du modèle, de la représentation des ligaments, la régularité des géométries (Figure 11). Quand on s'intéresse aux données utilisées, on se rend compte que chaque groupe a utilisé des données différentes parmi l'ensemble de données fournies pour obtenir les repères anatomiques et les systèmes de coordonnées. De plus, l'équipe d'ABI n'a utilisé qu'un seul jeu d'IRM pour la segmentation. La représentation des tendons et des ligaments n'est pas la même pour toutes les équipes ; certaines ont fait le choix d'utiliser des représentations ligamentaires à ressort tandis

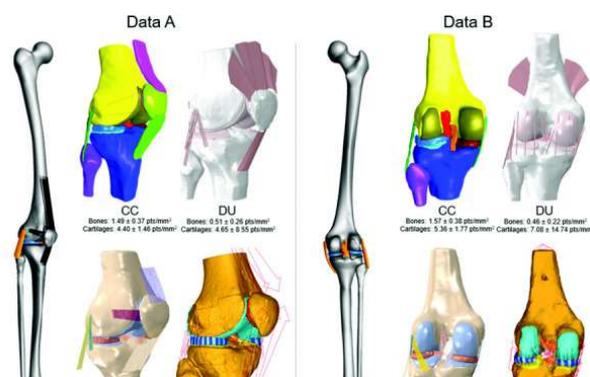


Figure 11 : modèle fourni par les cinq équipes. Vue antéro-latérale pour les données A et postérieure pour les données B. Remarque : l'équipe ABI a reproduits sur un genou droit les données B pour faciliter la génération du maillage.

que d'autres ont utilisé une représentation continue.

Toutes les différences observées sur la modélisation du modèle ne sont pas rapportées ici mais elles sont très nombreuses en passant du cartilage à la définition des axes de l'espace.

Lors de la simulation de la flexion sans calibration, des différences sont aussi observées. Le choix des équipes sur les contraintes, les propriétés des matériaux, etc... peuvent expliquer les différences observées lors de la simulation de la flexion passive. Ce premier article du projet Knee Hub met en lumière que la modélisation est un « Art » soumis au choix individuel et technique.

Cette étude est suivie par l'étude d'Andreassen [7].

3.2 Variation dans l'étalonnage [7]

L'étalonnage est l'étape qui suit la modélisation. Il permet de calibrer le modèle numérique en fonction des données expérimentales obtenues.

Cette étude se base sur les données obtenues précédemment. Les équipes restent les mêmes mais cette fois-ci ce n'est pas les différences de modèles qui sont comparées mais les différences dans les étalonnages. Afin de pouvoir comparer les données, une convention a été donnée pour les coordonnées.

En premier lieu, on relève une différence entre les stratégies d'optimisation. Au total, 8 types d'algorithmes d'optimisation ont été utilisés par les différentes équipes. Une équipe a utilisé plusieurs stratégies pour un même modèle. De plus, les fonctions de coût d'optimisation (qui permet de suivre la différence entre la simulation et le modèle expérimental) ne sont pas les mêmes. Quatre équipes utilisent le RMSE. Une équipe a utilisé la somme de la puissance de 4ème ordre de chaque erreur.

Les cibles d'étalonnages divergent selon les équipes. Plusieurs options sont possibles : plusieurs charges à un seul angle de flexion proche de la pose d'extension complète, un rééchantillonnage (ABI), des points cibles à plusieurs charges et angles de flexion.

Lors du choix des valeurs de rigidités ligamentaires, une large gamme de valeurs a été appliquée au modèle. Seule une équipe (DU) a choisit d'inclure la rigidité ligamentaire dans les variables pour les étalonnages. Les différences de rigidité obtenues par les ligaments peuvent s'expliquer notamment par les positions anatomiques qui étaient différentes entre les modèles.

Malgré des différences de stratégies d'étalonnages, les résultats de la cinématique correspondent de manière assez sensible aux données expérimentales pour quatre équipes (Figure 12). Seul l'équipe HSS obtient des écarts assez importants. C'est la seule équipe à ne pas avoir utilisé la fonction RSME pour le coût de l'étalonnage.

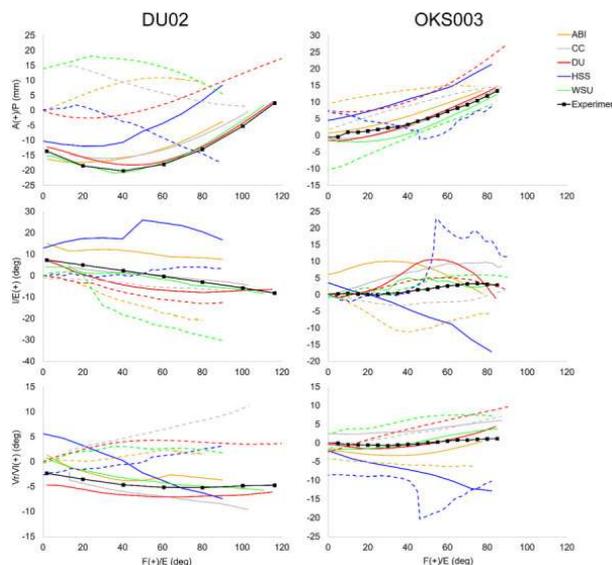


Figure 12 : Cinématique de flexion passive en fonction de l'angle de flexion du genou. La ligne noire représente la cinématique expérimentale d'origine, les lignes continues la cinématique prédite après étalonnage, et les lignes pointillées représentent la cinématique prédite à la fin de la phase de développement du modèle par Rooks et al. [6]

On peut donc voir que même en partant de modèles assez différents sur de nombreux points [6], l'étalonnage permet en partie de lisser les différences de cinétique entre les modèles afin de correspondre le plus possible à l'échantillonnage. Le projet KneeHub est un projet complet qui comporte d'autres articles qui suivent ceux présentés ici afin de comparer la phase de benchmarking et la réutilisation des modèles in silico.

Ce projet permet de se rendre compte à quel point le choix du modélisateur rentre en compte pour le modèle final. La reproductibilité des expériences peut alors paraître comme compliqué en modélisation. Cependant, les phases d'étalonnage semblent permettre de limiter les différences entre les modèles montrant l'importance de la comparaison avec des données expérimentales pour valider les modèles.

Dans la dernière partie, on va voir à quoi peuvent servir les différents modèles numériques du genou.

4. Utilité des EF du genou

Comme vu dans l'introduction, le genou est source d'un certain nombre de douleurs. Comprendre le fonctionnement physiologique du genou est important pour mieux comprendre les pathologies. En effet, comprendre comment les schémas pathologiques vont agir et engendrer des contraintes nouvelles sur les différents acteurs de l'articulation permettent de mieux comprendre

les douleurs et problèmes découlant d'une pathologie.

Une pathologie courante du genou est la rupture du ligament croisé antérieur. De nombreuses études s'intéressent donc aux effets lors d'une absence de ce ligament et l'importance des autres structures.

Les réalisations de modèles EF sain validées sont souvent une étape préliminaire avant de pouvoir comparer avec les pathologies. Par exemple, l'étude d'Ali [8] s'appuie sur l'étude d'Harris [2] et d'Ali [3] pour faire un modèle comparant la mécanique du genou sain à un genou déficient en LCA.

Certaines études utilisent les bases de données accessibles pour construire le modèle sain. En effet, dans l'étude de Shu [9], les auteurs veulent comparer un modèle de genou sain avec un genou déficient en LCA pour montrer l'importance de l'angle de la pente tibiale postérieure. Pour comparer le modèle déficient en LCA, les auteurs ont modélisé un genou sain à l'aide des données issues d'Open Knee(s). Une comparaison des forces de tractions, de la pression de contact sur les cartilages et les ménisques est notamment utilisée pour mettre en évidence les différences.

Une autre étude de Spierings [10] s'intéresse à l'apparition précoce d'arthrose suite à une altération des propriétés mécaniques du greffon lors de la reconstruction du ligament croisé. Les auteurs utilisent eux aussi Open Knee(s). Ils importent un greffon hypothétique au niveau duquel ils vont faire varier les paramètres afin de voir comment cela influence l'apparition d'arthrose.

De nombreux exemples sont disponibles dans la littérature. Le choix ici a été fait en fonction des modèles présentés dans la partie sur le développement. Le nombre de modèle EF du genou augmente de manière exponentielle depuis quelques années.

4. Conclusion

La plupart des études pour la construction de modèle se basent sur des spécimens fraîchement congelés. Pour reproduire les charges exercées sur le genou, de nombreuses solutions peuvent être mises en place. Même si elles ont souvent des points communs, certaines permettent de mettre en évidence plus facilement certains mouvements. C'est l'une des limites de ces expérimentations en plus du fait qu'elles sont coûteuses et chronophages. De plus, la conservation des tissus au cours de l'expérience, le choix de numérisation des attaches ligamentaires/tendineuses, le choix des spécimens (parité, nombreux) ainsi que les choix personnels des équipes influencent le résultat. Il est important de noter aussi que les modèles doivent être étalonnés et validés par des données expérimentales. Enfin, les modèles EF sont de plus en plus présents dans la médecine et la biomécanique et permettent de nombreuses applications (chirurgie, rééducation, facteurs prédisposants).

Références

- [1] Bunt CW, Jonas CE, Chang JG. Knee Pain in Adults and Adolescents: The Initial Evaluation. *Am Fam Physician*. 2018 Nov 1;98(9):576-585. PMID: 30325638.
- [2] Harris, Michael D et al. "A Combined Experimental and Computational Approach to Subject-Specific Analysis of Knee Joint Laxity." *Journal of biomechanical engineering* vol. 138,8 (2016): 0810041–0810048. doi:10.1115/1.4033882
- [3] Ali AA, Shalhoub SS, Cyr AJ, Fitzpatrick CK, Maletsky LP, Rullkoetter PJ, Shelburne KB. Validation of predicted patellofemoral mechanics in a finite element model of the healthy and cruciate-deficient knee. *J Biomech*. 2016 Jan 25;49(2):302-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.12.020. Epub 2015 Dec 21. PMID: 26742720; PMCID: PMC4761469.
- [4] Kiapour A, Kiapour AM, Kaul V, Quatman CE, Wordeman SC, Hewett TE, Demetropoulos CK, Goel VK. Finite element model of the knee for investigation of injury mechanisms: development and validation. *J Biomech Eng*. 2014 Jan;136(1):011002. doi: 10.1115/1.4025692. PMID: 24763546; PMCID: PMC5101024.
- [5] Chokhandre S, Schwartz A, Klonowski E, Landis B, Erdemir A. Open Knee(s): A Free and Open Source Library of Specimen-Specific Models and Related Digital Assets for Finite Element Analysis of the Knee Joint. *Ann Biomed Eng*. 2023 Jan;51(1):10-23. doi: 10.1007/s10439-022-03074-0. Epub 2022 Sep 14. PMID: 36104640; PMCID: PMC9832097.
- [6] Rooks NB, Schneider MTY, Erdemir A, Halloran JP, Laz PJ, Shelburne KB, Hume DR, Imhauser CW, Zaylor W, Elmasry S, Schwartz A, Chokhandre SK, Abdollahi Nohouji N, Besier TF. Deciphering the "Art" in Modeling and Simulation of the Knee Joint: Variations in Model Development. *J Biomech Eng*. 2021 Jun 1;143(6):061002. doi: 10.1115/1.4050028. PMID: 33537727; PMCID: PMC8086182.
- [7] Andreassen TE, Laz PJ, Erdemir A, Besier TF, Halloran JP, Imhauser CW, Chokhandre S, Schwartz A, Nohouji NA, Rooks NB, Schneider MTY, Elmasry S, Zaylor W, Hume DR, Shelburne KB. Deciphering the "Art" in Modeling and Simulation of the Knee Joint: Assessing Model Calibration Workflows and Outcomes. *J Biomech Eng*. 2023 Dec 1;145(12):121008. doi: 10.1115/1.4063627. PMID: 37796636; PMCID: PMC10777499.
- [8] Ali AA, Harris MD, Shalhoub S, Maletsky LP, Rullkoetter PJ, Shelburne KB. Combined measurement and modeling of specimen-specific knee mechanics for healthy and ACL-deficient conditions. *J Biomech*. 2017 May 24;57:117-124. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.008. Epub 2017 Apr 20. PMID: 28457606; PMCID: PMC5541933.
- [9] Shu L, Abe N, Li S, Sugita N. Importance of posterior tibial slope in joint kinematics with an anterior cruciate ligament-deficient knee. *Bone Joint Res*. 2022 Oct;11(10):739-750. doi: 10.1302/2046-3758.1110.BJR-2022-0039.R1. PMID: 36226477; PMCID: PMC9582864.
- [10] Spierings J, Van den Hengel M, Janssen RPA, Van Rietbergen B, Ito K, Foolen J. Knee instability caused by altered graft mechanical properties after anterior cruciate ligament reconstruction: the early onset of osteoarthritis? *Front Bioeng Biotechnol*. 2023 Aug 24;11:1244954. doi: 10.3389/fbioe.2023.1244954. PMID: 37691908; PMCID: PMC10484411.

