



HAL
open science

Construction d'un modèle morpho mécanique du genou pour la prédiction des conséquences d'une action thérapeutique

Boris Dousteysier

► **To cite this version:**

Boris Dousteysier. Construction d'un modèle morpho mécanique du genou pour la prédiction des conséquences d'une action thérapeutique. Autre. Université de Lyon, 2017. Français. NNT : 2017LY-SEM036 . tel-02869689

HAL Id: tel-02869689

<https://theses.hal.science/tel-02869689>

Submitted on 16 Jun 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



N° d'ordre NNT : 2017LYSEM036

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
l'Ecole des Mines de Saint-Etienne

Ecole Doctorale N° 488
Sciences, Ingénierie, Santé

Spécialité de doctorat : Mécanique et Ingénierie
Discipline : (Eventuellement)

Soutenue publiquement le 16/11/2017, par :
Boris Dousteysier

**CONSTRUCTION D'UN MODELE MORPHO
MECANIQUE DU GENOU POUR LA PREDICTION
DES CONSEQUENCES D'UNE ACTION
THERAPEUTIQUE**

Devant le jury composé de :

Lafage-Proust, M.H.	PUPH	Université Jean Monnet	Présidente
Haigron, Pascal	Professeur	Ecole Sup. d'Ingénieurs de Rennes	Rapporteur
Vacher, Pierre	Professeur	Université Savoie Mont Blanc	Rapporteur
Lafon, Yohann	Maître de conférences	Université Claude Bernard Lyon 1	Examineur
Han, Woo-Suck	Maître de recherche	Ecole des Mines de Saint Etienne	Examineur
Molimard, Jérôme	Professeur	Ecole des Mines de Saint Etienne	Directeur de thèse
Hamitouche, Chafia	Professeur	Institut Mines Télécom - Atlantique	Co-directrice de thèse

Spécialités doctorales	Responsables :		Spécialités doctorales	Responsables
SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX	K. Wolski		MATHEMATIQUES APPLIQUEES	O. Roustant, Maître-assistant
Directeur de recherche			INFORMATIQUE	O. Boissier, Professeur
MECANIQUE ET INGENIERIE	S. Drapier, professeur		SCIENCES DES IMAGES ET DES FORMES	JC. Pinoli, Professeur
GENIE DES PROCEDES	F. Gruy, Maître de recherche		GENIE INDUSTRIEL	X. Delorme, Maître assistant
SCIENCES DE LA TERRE	B. Guy, Directeur de recherche		MICROELECTRONIQUE	Ph. Lalevée, Professeur
SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT	D. Grailot, Directeur de recherche			
ABSI	Nabil	CR	Génie industriel	CMP
AUGUSTO	Vincent	CR	Image, Vision, Signal	CIS
AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BADEL	Pierre	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR2	Informatique	FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BEIGBEDER	Michel	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
BLAYAC	Sylvain	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BONNEFOY	Olivier	MA(MDC)	Génie des Procédés	SPIN
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BRUCHON	Julien	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	SMS
CAMEIRAO	Ana	MA(MDC)	Génie des Procédés	SPIN
CHRISTIEN	Frédéric	PR	Science et génie des matériaux	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Sciences des Images et des Formes	SPIN
DEGEORGE	Jean-Michel	MA(MDC)	Génie industriel	Fayol
DELAFOSSSE	David	PR0	Sciences et génie des matériaux	SMS
DELORME	Xavier	MA(MDC)	Génie industriel	FAYOL
DESRAYAUD	Christophe	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
DJENIZIAN	Thierry	PR	Science et génie des matériaux	CMP
DOUCE	Sandrine	PR2	Sciences de gestion	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FAUCHEU	Jenny	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	SMS
FAVERGEON	Loïc	CR	Génie des Procédés	SPIN
FEILLET	Dominique	PR1	Génie Industriel	CMP
FOREST	Valérie	MA(MDC)	Génie des Procédés	CIS
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Sciences de la Terre	SPIN
GAVET	Yann	MA(MDC)	Sciences des Images et des Formes	SPIN
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	CIS
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GONDRAN	Natacha	MA(MDC)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
GONZALEZ FELIU	Jesus	MA(MDC)	Sciences économiques	FAYOL
GRILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	DR	Sciences de la Terre	SPIN
HAN	Woo-Suck	MR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MOUTTE	Jacques	CR	Génie des Procédés	SPIN
NEUBERT	Gilles			FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre	Ingénieur de recherche	Mécanique et ingénierie	CMP
NORTIER	Patrice	PR1	Génie des Procédés	SPIN
O CONNOR	Rodney Philip	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
OWENS	Rosin	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
PERES	Véronique	MR	Génie des Procédés	SPIN
PICARD	Gauthier	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Sciences des Images et des Formes	SPIN
POURCHEZ	Jérémy	MR	Génie des Procédés	CIS
ROUSSY	Agnès	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)	Mathématiques appliquées	FAYOL
SANAUR	Sébastien	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
TRIA	Assia	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	PR2	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	DR	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR1	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	CR	Génie industriel	CMP

Mise à jour : 03/02/2017

À Papa,

je sais que tu serais venu,
je sais que tu n'aurais rien compris,
je sais que tu aurais été fier de moi...

Remerciements

Avec cette petite bafouille, un chapitre de ma vie se clôt. C'est avec l'âme emplie de nostalgie, de joies qui me hantent délectablement et d'épreuves réminiscentes que j'appose mes dernières griffures sur ce manuscrit dans la tentative de vous convoyer mes sentiments. Vous l'avez compris, c'est l'heure de mes remerciements, dans l'esprit de mes mails trop longs avec au programme des emphases lyriques non-nécessaires, des barbarismes plus ou moins vérifiés (déjà deux mots ci-dessus que Word ne connaît pas), des phrases beaucoup trop longues (celle-là s'étale quand même sur 7 lignes !) et je l'espère pas trop d'oublis (si je commets l'irréparable je m'engage à vous composer un sonnet ! (et pour être sûr de ne pas en manquer je vais ranger ces remerciements alphabétiquement ce sera plus simple)). Et maintenant sans autres délais, allons-y ! Et comme pour mes mails : promis cette fois j'essaie de faire court... (Spoiler alert : je ne pense pas y arriver...)

Banalement je vous propose de commencer simplement, comme une tradition que l'on chérit en ayant oublié son origine : les derniers (but not least) seront les premiers. Je tiens à remercier Messieurs P. Vacher et P. Haigron, mes rapporteurs, pour vos remarques et vos questions toujours enrichissantes, à la fois sur le rapport du manuscrit et lors de la soutenance. Cela a été pour moi très agréable de pouvoir échanger avec vous. M. Vacher, j'en profite ici pour noter que si la grève le jour de la soutenance aura apporté une chose, ce sera la discussion que nous avons pu avoir en attendant l'arrivée du reste du jury. Merci Madame la présidente du jury, Mme M. H. Lafage-Proust, d'avoir apporté cet œil médical sans quoi la biomécanique ne serait rien, ce lien vers le concret si intéressant. Pour reprendre vos mots, cela a été un honneur d'être la première soutenance à l'École des Mines que vous ayez présidée. Enfin merci à Monsieur Y. Lafon, examinateur, vous avez réussi à trouver encore un nouvel angle de discussion sur mes travaux de thèse. Pour citer un ami : « après, les questions, c'est que du bonheur », je ne le croyais pas mais merci à tous pour ces échanges, assurément les plus poussés sur mon sujet de thèse que j'ai eu l'occasion d'avoir, et pour moi les plus intéressants.

Comme tant d'autres avant moi je compte vous « ranger » par paragraphe de similitudes... Et la suite, pas forcément logique, revient à ceux qui m'ont accompagné dans mon projet : mes encadrants et directeurs de thèse. Après 4 ans de travail ensemble il y aurait trop de choses à dire alors je vais essayer de me limiter aux 2-3 les plus importantes ! Pour commencer merci à Eric Stindel, qui m'a permis de découvrir

le monde de la chirurgie orthopédique et a fourni ce but concret derrière le projet de recherche. Pour rester à Brest, je veux remercier ma directrice du côté grand ouest. Premièrement, Chafiaa merci de m'avoir guidé dans le domaine de l'imagerie, tâche ardue, ce domaine n'étant pas mon *forte* après ma formation d'ingénieur. Mais surtout, merci de m'avoir accueilli à Brest, c'est effectivement dommage que je n'ai pas pu y passer plus de temps. Maintenant du côté Verts j'appelle à la barre mon encadrant stéphanois : Woo-Suck. Merci pour ces longues discussions à différentes étapes de ma thèse qui à chaque fois m'ont permis de recentrer mes objectifs. Mais je veux surtout noter ton enthousiasme permanent tout au long du projet ! Enfin je veux remercier mon directeur stéphanois, Jérôme. Merci pour la liberté que tu m'as laissée pendant mes travaux de thèse, élément si nécessaire pour l'appropriation d'une thèse et dans l'ensemble très formateur. Aussi tu m'as guidé dans une démarche très rigoureuse de la recherche que j'ai grandement appréciée et qui ajoute à la fois un support et une motivation concrets au projet. Je tiens à tous vous remercier des aspects « en plus » du boulot. J'ai apprécié chacune de nos réunions d'avancement, nos échanges du 9^{ème} art, ou encore les blagues que nous qualifierons « du vendredi ». Enfin ils ne sont pas vraiment mes encadrants, mais je veux remercier ici deux personnes qui m'ont guidé tout au long de mon projet de thèse. Je veux remercier Stéphane qui m'a aidé à choisir mes matières et à orienter mes stages afin de pouvoir rejoindre la biomécanique alors que je ne faisais pas encore partie de l'Ecole des Mines. Merci beaucoup pour ton soutien avant et pendant ma thèse. Et je veux remercier Anna pour de très nombreuses discussions et d'innombrables conseils sur la recherche académique. Merci encore d'avoir pris le temps de venir assister à ma soutenance.

Durant ma thèse, j'ai été amené à changer relativement souvent de lieu de travail, que ce soit au fil de séjours aux coins opposés de la France, à cause de déménagements, ou simplement par départ de l'intéressé. Mes pensées vont ensuite à tous mes co-bureaux, victimes de craquages « pourquoi ce code ne fonctionne pas ?! » J'espère avoir pu vous rendre la pareille ! Dans l'ordre chronologique je commence par Houssem et Oussama à l'Hôpital Morvan, à cause de qui je connais par cœur beaucoup trop d'Aznavour, et avec qui on serait devenus des hiboux à force de décaler nos horaires de boulot. Puis au 158 c'est avec Thomas et Witold que j'ai partagé un nid d'aigle pour rester dans le vocabulaire aviaire ; vous avez été bien occupés avec votre vie Lyonnaise mais ça ne nous a pas empêché de passer quelques soirées sympas de ce côté des monts. Petite mention à Witold pour le serrage de coude dans la dernière ligne droite ! Ensuite le déménagement à Nord m'a emmené dans le bureau de la petite Sareh. Merci pour ton franc parler et ta gentillesse sincère (lire *genuine kindness*, il me semble qu'un sens se perd dans la traduction...), nos aventures à la *summer school* et au Montréal iranien semblaient plus à des vacances qu'à des conférences ! Et enfin merci à Oussama qui a remplacé plus discrètement Sareh, j'espère ne t'avoir pas trop fait souffrir dans mon rush final !

Ensuite, la suite de mon script me guide vers « café »... ce breuvage, réservé exclusivement à la recherche d'un coup de fouet les rudes matins sombres et glacés du cœur de l'hiver, n'a sûrement aucun lien avec une quelconque pause dans une journée de boulot permettant de passer un agréable moment avec ses collègues de labo qui ne travaillent pas sur les mêmes problématiques que les nôtres ; et pourtant je ne peux m'empêcher de penser ici à toutes ces personnes qui font vivre les labos. Pour les brestois c'était autour de scrabbles qui avançaient exponentiellement avec le passage de la semaine pour Marie-Charlotte, Awen, Katia et Marlène, de sorties sportives, aquatiques bien sûr, pour Julien, Yannick et Konstantinos, et de gâteaux dans la salle centrale avec Saadia, Theodora, Laurence, Houda et Iyas. Merci à tous de m'avoir si bien accueilli en Bretagne ! Au CIS cela portait beaucoup sur un concours de blagues... imagées on va dire, entre Laurent, Jérémie et David (à lire avec l'accent le plus russe possible), Natalie, Coralie et Lara qui se relaient pour lever les yeux au ciel (et elles ne sont pas trop de trois), Claire qui feigne l'incompréhension et Pierre B. qui guette le bon moment pour un jeu de mot pas piqué des hannetons ! Sans oublier Francesca, Clémentine, Nicolas C., Solmaz, Jamal, Roberto, Victor et Olfa pour tant de discussions si rafraichissantes après trop de temps la tête dans le guidon. Là je me dois de remercier 3 personnes qui se sont si bien occupées de moi, pour commencer Olivier (avec un soutien technique depuis la logistique d'ordinateur en déplacement au début de ma thèse jusqu'aux interminables reports du compte école à la fin) ainsi que Françoise et Amélie, véritables mamans qui nous ~~tiennent~~ tirent par la main pour toutes ces choses obscures de l'administratif. Merci à tous pour une vie de labo si colorée !

Fidèle à tant d'exemples de remerciements, voici le moment de passer aux doctorants. Tous ces compagnons de voyages enrichissants, dans une ville pas si connue visiblement. Mais arrêtons de ce pas les alexandrins, y inclure des noms rendrait ces mots... sibyllins ? Eurêka tout concorde, s'accorde comme cotillons colorés sur cocasse arlequin ! En clair : ça a du sens mais on commence à se perdre dans des thèmes trop variés. Pour cela les personnes que je veux réunir ici sont réunies autour d'une idée : une communauté. Plus que des collègues ce sont tant d'expériences qui nous réunissent et encore une fois je pourrais y passer des pages (encore plus je veux dire) alors je vais essayer de faire relativement simple. Commençons par mon premier grand amour (ne dites pas à Joe Dassin qu'on se voit dans son dos) : la musique. Avec en tête d'affiche 3ou4AnsPlusTard ! A la batterie Baptiste ! (a.k.a. Ma Gauche, mon partenaire de crimes, je ne sais pas exactement à quel point on peut s'entraîner l'un l'autre dans des idées farfelues et je dois dire que j'adore ça !) A la basse David ! (a.k.a. Maître Abaqus, amateur de pâtes et surtout expert du bon mot au bon moment) A la première guitare Fanny ! (a.k.a. Mamie, maître Kung Fu et féministe (trop ?) passionnée, promis on ne pense pas la moitié de nos arguments machos ! Jo je t'ajoute ici avec ta geekitude si appréciée, bonne chance à tous les deux dans votre nouvelle aventure !) Au chant Omar ! (a.k.a. Ninja ! Guide touristique aux multiples

talents, aux conversations philosophiques, conceptuelles ou simplement humanistes si prenantes), nous ont ensuite rejoints Mikhaël au clavier (a.k.a. Pioupiou, notre mascotte à l'entourage qui nous rend si jaloux), Sylvain au Chant/Trompette (propriétaire terrien -capitaliste refoulé?- et co-rythme-flottant), notre guest-star favorite Gwen (avec des répètes encore moins prise de tête si c'est possible) et enfin João à la trompette (cuisinier certain qui donne des airs de samba au jazz). Mais un groupe ne serait rien sans son public et le nôtre a des groupies indéfectibles... ou persévérantes, l'un des deux. En commençant par la vraie, celle qui n'a pas d'agenda personnel et pourtant qui a vu plus de concerts du groupe que je n'en ai joués : Fanette (aussi reine du déguisement, cruelle productrice de musique, danseuse indienne de talent... Grande partenaire de discussions tardives par ailleurs). Elle est suivie de près par Klervi (Authentique bretonne en galette véritable et voleuse à ses heures perdues), Thierry et Pierrot (que je ne peux pas décemment séparer, le duo infatigable !) et enfin Agathe (professionnelle des voyages à l'humeur au beau fixe). Puis il y a tous ceux qui je suis sûr venaient plus pour les soirées que pour nous voir jouer... Heureusement, ça aurait été dommage de ne vous avoir qu'à nos rares concerts ! Ici il y a Afafe (partenaire de surveillance plus ou moins efficace), Caro (une addition rafraichissante à cette bande de chercheurs), Armelle (support fouteuse au milieu de tous ces rugbeux), Mathilde (la bretonne au format poche), Sophie (la nouvelle génération est entre de bonnes mains), RomainNoël (au bonjour d'une régularité impressionnante), Cristina (rivale de recherche de directeur). Puis il y a ceux des autres équipes qui animent la vie en dehors du labo : Miru, Lucie, Maxym, Olivier, Haithem, Jie, Briec, Sabri et Mohammed. Les anciens qui ont su nous accueillir : Pierre-Yves, Baptiste et Laura, Aaron et Manue, et Rebecca. Les jeunes qui ont l'air de très bien prendre la relève : Nicolas, Aymeric, Junior, Mohsen, Ozge, Rahda, Joan, Yohann et Daniëlle. Et je voudrais finir par un groupe qui n'a rien à voir avec la recherche, ce sont tous mes colocataires brestois qui ont fait vivre la rue Lanredec, par ordre d'apparition : Séverinne, Thibaud, Anton, Gwenhael, Delphine, Julie, Hazel et Lucile.

Gratifions maintenant ceux qui sont présents depuis bien plus qu'une thèse. Et je tiens à commencer ce paragraphe par tous mes invités de soutenance. Comme pour beaucoup de choses je m'y suis pris assez tard pour vous inviter, de plus un jeudi matin. Et j'ai été très agréablement surpris de votre enthousiasme, que vous ayez réussi à vous libérer au dernier moment ou que vous m'ayez témoigné votre regret de ne pas pouvoir y assister. Merci beaucoup Christine et Christian, Corine et Michel, Marie et Régis, Véro, Jacques, et Zaz, merci de m'avoir accompagné dans cette dernière épreuve. Je me dois de remercier mes camarades de « geekerie » mes cousins Grostom, Vinz', Flo et Béa, après une grosse journée ça fait plaisir de se retrouver sur internet. Antoine et Amélie, heureusement qu'il y a le NAC où je sais vous trouver malgré vos emplois du temps de ministres ! Pacsou je dois te remercier pour le soutien moral, clairement parfois ça aide de médire ! Agathe et Charles on se voit plus ou moins

suivant les périodes mais je dois dire que ça me fait toujours autant plaisir ! Merci à Papy et Mamie pour toutes les fois où j'ai pris plaisir à venir vous embêter. Finalement il ne reste que le cocon familial, merci à mon frerot et ma sœurette (et Will jamais bien loin) de m'aider à me changer les idées du boulot (plus ou moins sportivement selon vos points forts !). Et merci à papa et maman pour votre soutien tout au long de la thèse malgré ce domaine étranger pour vous.

Hélas (ou enfin ?) la fin s'approche, cependant comme je me plais parfois à être un esthète voici quelques re-remerciements et autres bizarreries. En premier une mention spéciale à mon équipe de rédaction, étape qui m'a donné bien plus de peine que je ne l'aurais jamais imaginée. Merci à ma coach et sa régularité renversante (ce qui convient parfaitement à son horaire), merci à mes encadrants et leur soutien, je vous demande de m'excuser pour tous les cheveux blancs que je vous ai causés, et merci à Christophe Desrayaud pour le cadre extérieur. Et pour finir sur une drôle de note, merci à Pauline d'avoir supporté mes humeurs, merci à Plume de la compagnie, merci à deux inconnus et enfin merci à deux invités qui ont donné une note finale parfaite à ce chapitre de ma vie.

Il ne manque qu'une dernière chose pour rester dans l'âme de mes mails beaucoup trop longs, la version TL;DR qui pourrait remplacer tout le reste. Pour résumer en trois mots, du fond du cœur :

Merci à tous

Table des Matières

Remerciements	i
Table des Matières	vii
Table des Figures	xi
Liste des tables	xv
Introduction générale	1
Chapitre I. Etat de l'art	7
Introduction	7
I.1. L'articulation du genou	8
I.1.a. Repérage anatomique	8
I.1.b. Anatomie et principaux composants de l'articulation	9
I.1.c. Mobilité de l'articulation	12
I.1.d. Stabilité de l'articulation	13
I.2. L'arthrose du genou, origine et traitements mécaniques	15
I.2.a. Contexte médical	15
I.2.b. Diagnostic	19
I.2.c. Prévention de la gonarthrose par des orthèses	21
I.2.d. Arthroplastie du genou	22
I.3. Modélisation mécanique du genou	25
I.3.a. Mouvement du genou	25
I.3.b. Modèles du genou sain	29
I.3.c. Modèles pathologiques	33
I.3.d. Propriétés matériaux émergentes pour la modélisation par EF	35
I.4. Problématique et objectifs	38
Chapitre II. Création d'un modèle géométrique 3D du genou	43
Introduction	43
II.1. Acquisition des données	44
II.2. Recalage des différentes séquences	47
II.3. Segmentation du genou	51
II.4. Lissage du modèle géométrique	57
II.4.a. Méthodes de lissage	58
II.4.b. Comparaison et choix	61
II.5. Maillage	64
Conclusion	68

Chapitre III. Modélisation morpho-fonctionnelle du genou.....	71
Introduction.....	71
III.1. Acquisition de la pseudo-cinématique du genou en charge.....	72
III.2. Recalage des os par points de référence.....	77
III.2.a. Conditions de recalage.....	77
III.2.b. Méthode d'évaluation.....	80
III.2.c. Résultats du recalage par points de référence.....	81
III.3. Recalage par projection.....	83
III.3.a. Etat de l'art du recalage 2D / 3D.....	83
III.3.b. Recherche du contour d'un nuage de points.....	86
III.3.c. Algorithme de recalage par projection.....	90
III.3.d. Résultats du recalage par projection.....	93
III.4. Discussion.....	98
III.4.a. Comparaison des 2 méthodes.....	99
III.4.b. Calcul mécanique « naïf » à partir de la géométrie obtenue.....	100
Conclusion.....	103
Chapitre IV. Equilibre mécanique passif du genou pour différentes positions	107
.....	107
Introduction.....	107
IV.1. Méthodologie.....	108
IV.1.a. Modèle EF.....	108
IV.1.b. Simulations numériques.....	110
IV.2. Résultats.....	113
IV.2.a. Position du tibia.....	113
IV.2.b. Champs de pression sur les cartilages.....	114
IV.2.c. Contrainte moyenne dans les ligaments.....	115
IV.3. Discussion.....	117
IV.3.a. Conditions aux limites et propriétés matériaux.....	117
IV.3.b. Validation du modèle EF par la position de l'os.....	118
IV.3.c. Améliorations possibles de la stabilité.....	119
IV.3.d. Champs de pression sur les cartilages et contrainte ligamentaire..	120
IV.4. Etude de l'apport des propriétés matériaux des ligaments.....	122
IV.4.a. Différences de modélisation.....	122
IV.4.b. Apports d'une modélisation hyper-élastique des ligaments.....	124
IV.5. Avancées supplémentaires.....	127
IV.5.a. Modifications du premier modèle.....	127
IV.5.b. Résultats du second modèle : apport des ménisques.....	129
IV.5.c. Améliorations à apporter au modèle.....	132
Conclusion et perspectives.....	135

Conclusion générale.....	139
Références.....	145

Table des Figures

Figure I.1 : Plans et directions usuels dans la description du corps humain.	9
Figure I.2 : Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité.	10
Figure I.3 : Visualisation des condyles internes et externes. (a) vue frontale, (b) vue sagittale du condyle interne (c) vue sagittale du condyle externe. (d) Représentation de l'asymétrie des condyles du plateau tibial.	11
Figure I.4 : (a) Position des ligaments croisés dans le plan transverse, en position neutre (1) et en rotation médiale (2). Les zones d'insertion tibiales sont représentées hachurées et la croix indique le centre de rotation. (b) schématisation des ligaments latéraux en position jambe tendue (1) et en rotation latérale lors d'une flexion (2). De par leur obliquité, les ligaments latéraux seront tendus lors d'une rotation latérale malgré la détente due à la flexion. [Dufour, 2017].....	14
Figure I.5 : Interligne pour différents degrés de gravité de l'arthrose (d'après http://chirurgie-orthopedique.info/arthrose-du-genou-prothese/).	17
Figure I.6 : Vues frontales (haut) et sagittales (bas) des os du genou à différentes étapes de l'arthrose. Genou sain (a). Genou arthritique (b). Coupe des parties endommagées de l'articulation et perçage des deux os dans l'axe lors de l'arthroplastie totale sans ciment (c). Genou prothétique (d), la prothèse est fixée par l'os se reformant sur les surfaces de contact poreuses de la prothèse.	23
Figure I.7 : Suivi de mouvement par fluoroscopie (d'après [Nakamura, 2015] et [Giphart, 2012])...	26
Figure I.8 : Reproduction de la marche par un modèle musculosquelettique (d'après Kia)	27
Figure I.9 : Mesure des efforts transmis sur le sol lors de la marche par plaque instrumentée (D'après Lewinson).....	28
Figure I.10 : Mesure de l'effort sur genou cadavérique (D'après Verstraete).	29
Figure I.11 : Couplage d'un modèle musculosquelettique et d'un modèle éléments finis (d'après Peña, Zhong et Marouane).	30
Figure I.12 : Modèle patient spécifique de moignon de jambe. Ce modèle en trois parties comprend les os, les tissus de surface (vert) et le complexe muscles + tissus mous internes (rouge) (D'après [Sengeh, 2016])......	31
Figure I.13 : Etudes sur la modélisation des ligaments et du plicae (D'après [Kiapour, 2014], [Liu, 2013])......	33
Figure I.14 : Altération d'un modèle de genou sain par simulation d'une déchirure méniscale (D'après Peña).	34
Figure II.1 : Différentes séquences d'acquisition IRM (3 Tesla). (a) écho de SPIN (b) écho de SPIN avec saturation du gras (c) écho de gradient T1.	44
Figure II.2 : Appellation et placement des marqueurs sur le genou du sujet.	45
Figure II.3 : Images prises avec une IRM 1,5 Tesla.	46
Figure II.4 : Illustration du bruit et de la zone d'acquisition de l'IRM.	48
Figure II.5 : Combinaison des trois séquences recalées (R : écho de Spin, G : écho de Spin avec saturation du gras, B : écho de gradient T1). Coupe sagittale du genou avec visualisation (a) des condyles internes, (b) du LCP, (c) des condyles externes.	50
Figure II.6 : (a) Exemple de segmentation : point source centré sur les condyles fémoraux, intervalle d'intensité [0;20]. (b) Seuil différent : [0;6]. (c) Point source différent : centré sur la patella.	52

Figure II.7 : (a) Exemple avec zoom de deux zones connectées par le bruit d'un unique pixel. (b) Exemple d'une tentative de segmentation d'un os sur une image avec insertion de vaisseau sanguin.	53
Figure II.8 : Assombrissement sur la partie inférieure de l'image.	53
Figure II.9 : Exemple lors de la segmentation du LCP (entouré en vert). Le LCP est plus visible sur l'image (b), mais la frontière avec le fémur est plus nette sur l'image (a). Par conséquent il faut segmenter en premier le fémur sur (a) puis le LCP sur (b).	54
Figure II.10 : Exemple de segmentation du cartilage tibial. (a) Image de base. (b) Limite vue par l'œil humain. (c) Tentative de segmentation par seuillage.	55
Figure II.11 : Exemple de suppression de surface segmentée au niveau de l'attache antérieure du ménisque interne causée par un volume trop faible après le lissage de Laplace automatique.	56
Figure II.12 : Concavité à la surface du tibia due à l'insertion d'un vaisseau sanguin, risquant d'interférer dans les calculs.	58
Figure II.13 : Etapes du lissage de Laplace. (a) point original et ses voisins. (b) calcul du barycentre des points voisins. (c) déplacement du point calculé en direction du barycentre d'une fraction de la distance. (d) point résultant.	59
Figure II.14 : Illustration de l'algorithme des classes de Humphrey. (bleu) maillage initial. (rouge) itération du lissage de Laplace. (noir) déplacement inverse de la moyenne des déplacements précédents des points du voisinage (D'après [Vollmer, 1999]).	60
Figure II.15 : Modification de position apportée par le lissage (mm).	62
Figure II.16 : Illustration du rétrécissement de volume induit par la segmentation. (a) limite (en rouge) entre deux composants du genou (noir objet de la segmentation et blanc son voisin). (b) Image divisée en pixels, limite réelle en rouge pour comparaison. (c) Segmentation du composant noir (limite en vert).	63
Figure II.17 : Illustration du maillage du modèle.	66
Figure III.1 : Schéma du protocole d'acquisition. A gauche en position genou fléchi, à droite en position jambe tendue.	73
Figure III.2 : Différentes images acquises avec le système EOS. (a) position jambe tendue. (b) (c) (d) Position genou fléchi à l'aide d'une sur-élévation du pied de respectivement 50, 100 et 150 mm.	74
Figure III.3 : Représentation des points choisis pour calculer l'angle HKA dans le plan frontal (a) et les angles de flexion dans le plan sagittal (b) (c) (d).	75
Figure III.4 : Représentation des SSM formés sur les images EOS des différents angles de flexion : 0° (a), 40° (b), 55° (c) et 70° (d). On note une dégradation du SSM avec les angles de flexion croissant.	76
Figure III.5 : Représentations d'un même os issu de deux techniques d'imageries différentes qui vont être recalées entre elles, exemple du fémur. D'un côté le modèle créé à partir de l'IRM (a) et de l'autre le SSM formé sur les images EOS (b).	77
Figure III.6 : Position des points de référence utilisés afin de recalcr les deux objets 3D. Points du modèle créé à partir des IRM pris pour la vue frontale (a), la vue sagittale (b) et la vue transverse (c).	78
Figure III.7 : Incertitude sur la position dans l'espace des points choisis sur un plan. Exemple des points sélectionnés sur le plan frontal (a) et illustration en vue isométrique de l'incertitude le long de la normale au plan de sélection (b).	79
Figure III.8 : Comparaison point par point des distances entre les deux nuages de points.	80
Figure III.9 : Distance des points sources par rapport à la surface référence (a). Illustration des deux cas possibles lors du calcul de la distance (pointillés rouges) entre un point source (rouge) et une surface référence (bleu) : lorsque la projection est à l'intérieur du triangle des points références (b) et lorsqu'elle est à l'extérieur (pointillés jaunes), par exemple dans le cas d'une pyramide (c).	81
Figure III.10 : Deux modèles du fémur recalés superposés (a). Distance des points du modèle créé par IRM par rapport à la surface du SSM (b).	82

Figure III.11 : Perte d'informations entre une visualisation 3D et une visualisation 2D, exemple d'un cylindre.	83
Figure III.12 : Acquisition par système EOS d'un fémur sec sans (a) et avec (b) fenêtrage. (D'après [Jerbi, 2012])	85
Figure III.13 : Exemple de données utilisées pour le recalage par projection : image EOS frontale du fémur (a) et projection des points du modèle géométrique du fémur sur le plan $x = 0$ (b).	86
Figure III.14 : Exemple de l'enveloppe convexe (rouge) calculée sur une projection frontale du fémur (bleu). Les portions du contour omises sont surlignées en vert.	87
Figure III.15 : Illustration de l'algorithme de recherche de contour d'un nuage de point (bleu). (a) Etapes (i) à (iii) : sélection du dernier point du contour inachevé, d'un autre point du nuage, et création d'un repère orthonormé à partir de ces deux points. Etape (iv) : vérification de la présence ou non de points dans la zone délimitée par l'angle de courbure α autorisé, cas d'un point de contour potentiel (b) et d'un point ne pouvant pas être la suite du contour (c). (d) Contour final (vert), comparé à l'enveloppe convexe (rouge), obtenue après clôture du contour à l'étape (v).	88
Figure III.16 : (a) Compartimentage de la projection frontale du fémur. La recherche du contour est effectuée seulement dans la zone du dernier point du contour inachevé et les zones directement voisines (jaune). (b) Réduction du temps de calcul en fonction du nombre de zones créées.	89
Figure III.17 : Contour calculé (vert) sur un nuage de points (bleu), exemple de la projection frontale du fémur en flexion de 70° (a). Comparaison du contour calculé (bleu) avec le contour segmenté sur l'image EOS correspondante (rouge) (b).	90
Figure III.18 : Algorithme de recalage par projection. (a) Rotation incrémentale du modèle géométrique dans le plan transverse. (b) Recalage par algorithme ICP des contours du modèle projeté en sagittal et frontal sur les données EOS. (c) Evaluation de l'écart entre les contours recalés et calcul du prochain incrément de rotation transverse. (d) Fin de l'algorithme si l'incrément de rotation est inférieur à la précision demandée.	92
Figure III.19 : Illustration de la méthode du simplexe. L'itération 3 montre une décroissance de l'écart global (violet), la prochaine itération est effectuée pour un incrément de rotation constant : -10° . L'écart global augmente pour l'itération 4 (rouge), la prochaine itération est effectuée pour un incrément de rotation de signe contraire et d'amplitude réduite : $+5^\circ$	93
Figure III.20 : Exemple de contours recalés et des écarts calculés durant l'algorithme de recalage par projection pour le fémur (a) et le tibia (b) à un angle de flexion de 40°	95
Figure III.21 : Représentation du recalage des os du modèle géométrique sur les données EOS. ...	95
Figure III.22 : Différence de forme entre les contours source et de référence sagittaux pour des angles de flexion de 55° (a) et 70° (b).	96
Figure III.23 : Ecarts entre contours du tibia obtenus au cours de l'algorithme de recalage pour une flexion de 55° en fonction des angles de rotation de l'os (a). Exemple d'un recalage obtenu par algorithme ICP résultant d'un minimum local de l'alignement des points (b). Contours finaux donnés par l'algorithme de recalage par projection (c).	97
Figure III.24 : Répartition des pressions sur les cartilages tibiaux par un calcul mécanique basé sur le positionnement des os (a). Etat inachevé des pressions sur les cartilages tibiaux à l'interruption du calcul mécanique (b).	101
Figure IV.1 : Courbe contrainte déformation d'un LLI dans les directions transverse et longitudinale. (D'après [Weiss and Gardiner, 2001])	109
Figure IV.2 : Modèle EF de l'articulation du genou. (a) Vue de face. (b) Vue de l'arrière. *élément ajoutée sur le tibia pour atteindre le point d'insertion inférieur physiologique du LLE.	110

Figure IV.3 : Etapes de l'analyse par éléments finis : (a) Position initiale. (b) Retrait du tibia et suppression de l'intersection initiale des cartilages. (c) Addition du contact et des conditions aux limites du protocole expérimental. (d) Equilibre mécanique global du genou.	112
Figure IV.4 : Distribution de l'écart de position pour chaque nœud entre sa position après équilibre mécanique et sa position mesurée sur les données expérimentales. Vue frontale.	114
Figure IV.5 : Cartographie des zones de pression sur les cartilages du tibia après l'équilibre global du genou. Vue transverse.	115
Figure IV.6 : Contrainte dans les ligaments en fonction de l'angle de flexion.	116
Figure IV.7 : Zones de contact déterminées avec zone de pression avec mise en évidence du point de maximum de pression (a). Zone de contact par détermination de la moindre distance entre le fémur et le tibia avec mise en évidence de l'axe de rotation (b). (<i>D'après [Walker, 2015]</i>).	121
Figure IV.8 : Contraintes subis par les ligaments selon l'angle de flexion. Comparaison entre une modélisation hyper-élastique (trait plein) et élastique linéaire (trait pointillé)	125
Figure IV.9 : Pression maximale sur les cartilages après équilibre mécanique global en fonction de l'angle de flexion pour deux propriétés matériaux des ligaments.	126
Figure IV.10 : Liaison des ménisques sur le tibia. Les étoiles surlignent les zones d'insertions, liées au tibia, en jaune est le seul mouvement possible des zones d'insertions.	128
Figure IV.11 : Comparaison des deux modèles EF, avec et sans ménisques, par rapport aux écarts de distances entre position modélisée après équilibre mécanique global et position mesurée sur les images EOS. Vue frontale.	130
Figure IV.12 : Zones de pressions sur les cartilages tibiaux et ménisques après équilibre mécanique global pour un angle de flexion de 0° (gauche) et 40° (droite). Vue transverse.	131
Figure IV.13 : Contraintes subies par les cartilages tibiaux et ménisques dans les conditions expérimentales pour un angle de flexion de 0° (gauche) et 40° (droite). Vue transverse.	132
Figure IV.14 : Dernier état des ménisques lors de la simulation de l'équilibre mécanique avec un angle de flexion de 55°, avec le détail sur un concentrateur de contrainte formé vers une zone d'insertion des ménisques.	133
Figure IV.15 : Ligaments segmentés sur l'IRM. En vert les ligaments latéraux, en orange le LCP et en bleu le LCA.	136
Figure IV.16 : Modèles de traitements dans leur état actuel. (a) Modèle de prothèse totale de genou. (b) Modèle d'orthèse développé par Pierrat <i>et al.</i> [Pierrat 2013].....	137

Liste des tables

Table I.1 : Propriétés matériaux émergentes de la littérature pour la modélisation EF du genou.....	37
Table II.1 : Caractéristiques des différentes images IRM au cours du recalage.	47
Table II.2 : Détail de l’erreur de positionnement des marqueurs après recalage....	50
Table II.3 : Variations de volume et de surface pour les différentes techniques de lissage.	62
Table II.4 : Détails du maillage.	65
Table III.1 : Ecart de position global par os et par angle de flexion après recalage par projection.	94
Table IV.1 : Extrêmes et moyennes des écarts entre les positions des points après équilibre mécanique global et leur position mesurée expérimentalement.	114
Table IV.2 : Valeurs du coefficient de frottement utilisé suivant le cas simulé avec éléments de comparaison.....	124

Introduction générale

Le genou, articulation intermédiaire du membre inférieur, est une des articulations les plus sollicitées du corps humain dans les actes essentiels de la vie quotidienne, en particulier la marche. En raison de contraintes extrêmes dans la pratique sportive ou répétées dans l'activité professionnelle, des micro- ou macro-traumatismes peuvent survenir. Le genou devient alors instable, et développe à plus ou moins long terme une arthrose appelée plus spécifiquement gonarthrose.

Cette affection est très ancienne : des cas d'arthrose secondaire (liée à une pathologie) ont été trouvés sur des dinosaures, puis, à une période plus récente, sur des hommes de Neandertal. Les Homo Sapiens sont sujets à l'arthrose secondaire mais également à l'arthrose primaire (liée au vieillissement) ; une des premières observations concerne Östi, dont le corps momifié a été retrouvé dans les Alpes, à la frontière austro-italienne, après 6500 ans passé dans la glace, mais d'autres cas ont été rapportés chez des amérindiens du Tennessee. Un des rares traitements connus depuis l'antiquité est une décoction d'écorce de saule, qui a donné bien plus tard l'aspirine. Aujourd'hui, la prise en charge de l'arthrose peut être médicamenteuse avec de nouvelles molécules (inhibiteurs Cox-2), mais aussi des approches physiques (port d'orthèse) ou chirurgicales (arthroplastie partielle ou totale du genou) ou comportementales (kinésithérapie, contrôle du poids, éducation du patient ...).

Les traitements de l'instabilité du genou font l'objet de nombreuses publications dans le monde médical, sans pour autant qu'apparaisse un consensus quant à leur efficacité. L'état des connaissances actuelles concernant la prédiction de l'effet de traitements sur l'articulation du genou soulève de nombreuses problématiques, autant d'un point de vue clinique que de l'ingénierie. Cette difficulté est accrue si l'on s'intéresse à l'arthrose, qui est une maladie qui évolue sur des temps longs, et dont l'origine peut être variée.

Le cadre général de la thèse est un programme de recherche développé conjointement par le Centre Ingénierie et Santé de Mines Saint-Etienne (Laboratoire *Sainbiose*, U1059 INSERM) et le Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LaTIM, U1101 INSERM) visant à travailler au niveau global sur la cinématique du genou. Son originalité principale consiste à mélanger les compétences médicales et

techniques pour l'amélioration des soins physiques (par orthèses – projet *Arthros*) ou chirurgicaux (arthroplastie totale ou partielle du genou – projet *Followknee*).

Un des objectifs de ce programme de recherche est la mise en place d'un outil prédictif couplant modélisation mécanique et modélisation morpho-fonctionnelle, et éventuellement biochimique, permettant de déterminer l'efficacité d'une action thérapeutique et/ou d'en anticiper les effets secondaires, dans le cadre de stratégies de traitement associant différentes modalités. Un tel outil pourrait avoir un intérêt certain dans la compréhension de l'évolution du genou arthrosique, mais aussi dans ses applications : les concepteurs de dispositifs médicaux disposeraient d'un moyen de conception ou d'optimisation de leurs produits ; les praticiens pourraient anticiper des stratégies de traitement adaptées à chaque patient.

Cependant, le développement de ce modèle nécessite bien des étapes.

- (i) Une revue de la littérature montre que les méthodes d'investigation ne sont pas systématisées et concernent parfois seulement des genoux de cadavres. Il est donc nécessaire de développer des stratégies plus systématiques, basées sur l'imagerie médicale, permettant une reconstruction géométrique précise du genou pour un patient particulier.
- (ii) Ensuite, un modèle éléments finis doit être construit afin de déterminer les zones et les niveaux de chargement subis par les différents tissus mous (cartilages, ligaments, ménisques) pour différentes angulations représentatives des mouvements de la vie quotidienne.
- (iii) Ce modèle devra progressivement passer d'un équilibre statique, sans action musculaire, à un équilibre dynamique reproduisant le mouvement souhaité. La difficulté principale réside alors dans la description suffisamment réaliste des contractions musculaires pour ne pas voir apparaître des sur-contraintes non physiologiques dans les tissus mous – et en particulier dans les cartilages.
- (iv) Le modèle sera complété avec la prise en compte des effets de couplages mécanobiologiques décrivant l'évolution de l'arthrose et la modification des tissus osseux, cartilagineux et musculaires dans la zone affectée.

A différentes étapes de ce processus, il est envisageable d'étudier l'action de dispositifs médicaux sous réserve d'hypothèses plus ou moins restrictives. Plus spécifiquement, le projet *Arthros* vise à déterminer l'efficacité d'orthèses sur le genou malade, en modifiant les conditions de chargement au niveau du plateau tibial ou au

niveau de ligaments. Le projet *Followknee* quant à lui envisage une prédiction des tensions ligamentaires en per-opératoire lors d'une arthroplastie totale du genou.

Un tel modèle complet reste à établir et à valider par un suivi longitudinal de patients. Il dépasse largement le cadre d'une thèse, aussi le présent travail se concentrera sur les points (i) et (ii) évoqués précédemment, tout en gardant à l'esprit la nécessité d'une solution suffisamment robuste pour que les autres points puissent en tirer profit. Cette solution doit être la plus intégrée possible entre modélisation morpho-fonctionnelle et modélisation mécanique.

L'objectif de ce travail de thèse est de proposer une démarche patient-spécifique de construction et d'exploitation d'un modèle géométrique et mécanique en vue d'une utilisation ultérieure dans le cadre de traitements de l'arthrose. Ce modèle permettra de simuler géométriquement la montée d'une marche d'escalier, même si la réponse musculaire ne sera pas prise en compte à ce stade. La cinématique du genou étant complexe, le modèle mécanique devra être validé par une confrontation aux images physiologiques.

Par conséquent, outre une introduction et une conclusion, ce manuscrit est organisé comme suit :

Le **Chapitre I** introduit les éléments d'anatomie et de physiologie du genou les plus importants, puis propose une description de l'arthrose, de son évolution et des traitements disponibles. Ensuite, les principales approches existantes d'étude mécanique du genou seront passées en revue : approches biomécaniques inverses, approches directes par imagerie, modélisations par éléments finis (EF), essais sur pièces cadavériques. Finalement, ce chapitre permet de situer les principales limitations actuelles des modèles EF : à notre connaissance, aucune publication ne s'attarde sur l'articulation entre imagerie médicale et modélisation par éléments finis, que ce soit pour évaluer l'impact des conditions de segmentation et post-traitement ou pour engager un dialogue essais-calculs.

La méthode de reconstruction du modèle géométrique est développée dans le **Chapitre II**. Pour pouvoir discerner correctement les constituants du genou (ligaments, cartilages, os, ménisque, poche synoviale) plusieurs séquences d'IRM sont utilisées, puis fusionnées. Ensuite, les étapes de segmentation, de lissage et de maillage sont décrites et discutées.

Une IRM conventionnelle ne permet pas d'imager dans différentes positions avec des conditions suffisantes de représentativité, à la fois par manque d'espace d'acquisition, et par la position d'acquisition qui n'est pas chargée. Pour reproduire la pseudo-cinématique du genou lors de la montée d'une marche, on utilise une autre

modalité d'imagerie (EOS : rayons X à basse dose d'irradiation). Cependant, les structures internes du genou sont peu marquées sur les images EOS, il faut fusionner le modèle géométrique IRM 3D avec ces images EOS 2D prises selon deux plans orthogonaux. Le **Chapitre III** présente une méthodologie de fusion de ces images afin de reconstruire un genou avec toutes ses composantes dans différentes positions.

Enfin, le **Chapitre IV** est consacré au modèle Eléments Finis qui permet de retrouver l'équilibre mécanique du genou dans différentes positions. Le rôle et la sollicitation des différents tissus mous peuvent alors être précisés. La validation du modèle mécanique, à partir de la géométrie globale du genou d'abord, puis par le suivi du chemin de contact au cours de la flexion, sera présentée.

Chapitre I. **Etat de l'art**

Introduction

Le genou est l'une des articulations les plus importantes du corps humain, permettant une importante liberté entre ses deux extrémités. Pour autant c'est aussi l'une des plus conséquentes, à la fois sujette à de lourdes charges et de violentes sollicitations. Cette articulation est aussi relativement exposée, et par conséquent les traumatismes sont fréquents. Pour toutes ces raisons la recherche sur cette articulation continue aujourd'hui, afin de toujours mieux comprendre son fonctionnement, ses pathologies et les traitements associés.

Dans ce chapitre vont être présentés en premier lieu la fonction de l'articulation en elle-même, la mobilité et stabilité qu'elle apporte, et les principaux composants anatomiques du genou qui en sont acteurs. Cette description ne sera pas exhaustive, elle se focalisera sur les composants les plus importants de l'articulation, ceux qui seront par la suite modélisés dans ce travail de thèse. De même, le vocabulaire médical sera précisé, bien qu'il ne soit pas utilisé systématiquement afin d'être le plus clair possible pour la communauté des ingénieurs. L'emphasis sera aussi portée sur une des maladies les plus répandues de cette articulation : l'arthrose. Pour cela les symptômes et les principaux traitements de l'arthrose seront présentés.

Dans un deuxième temps, les modèles actuellement existants de genou seront présentés. Cette partie présentera tout d'abord les techniques visant à étudier le mouvement du genou, puis les modèles éléments finis décrivant le genou sain, et enfin les modèles étudiant des cas pathologiques seront présentés.

I.1. L'articulation du genou

Ce paragraphe est nécessaire pour introduire l'articulation du genou dans un contexte biomécanique mais repose sur des ouvrages de médecine très classiques d'anatomie [Kamina, 2009], [Netter, 1997] ou de biomécanique [Dufour, 2017], voir des ouvrages plus spécifiques du membre inférieur [Kapandji, 1987]. Par conséquent, les renvois bibliographiques ne seront pas détaillés dans la suite.

I.1.a. Repérage anatomique

Afin de faciliter le repérage dans le corps humain le système de référence le plus commun en anatomie humaine va être utilisé dans cette thèse. Les principaux plans du corps humain se définissent ainsi :

Sagittal : un plan sagittal est un plan parallèle au plan médian, le seul plan qui sépare la partie gauche de la partie droite du corps humain.

Transverse : un plan transverse est un plan horizontal et perpendiculaire au plan médian. Il sépare le corps humain en une partie crâniale (du côté de la tête) et une partie caudale (du côté de la queue, ici des pieds).

Frontal/coronal : un plan frontal est un plan perpendiculaire au plan médian et au plan transverse. Il sépare le corps en une partie antérieure ou ventrale et une partie postérieure ou dorsale.

Ces terminologies permettent de définir simplement l'orientation des images qui seront observées tout au long de la thèse. Cependant afin de se repérer sur ces images des directions sont également nécessaires. Celles qui vont être utilisées sont les suivantes :

Distal : ou inférieur pour le genou, en direction de l'extrémité du membre.

Proximal : ou supérieur pour le genou, en direction du cœur.

Antérieur : en direction de l'avant.

Postérieur : en direction de l'arrière.

Dedans : ou intérieur, ou médiale, en direction du plan médian.

Dehors : ou extérieur, ou latéral, en s'éloignant du plan médian.

Ces différents plans et directions sont illustrés Figure I.1.

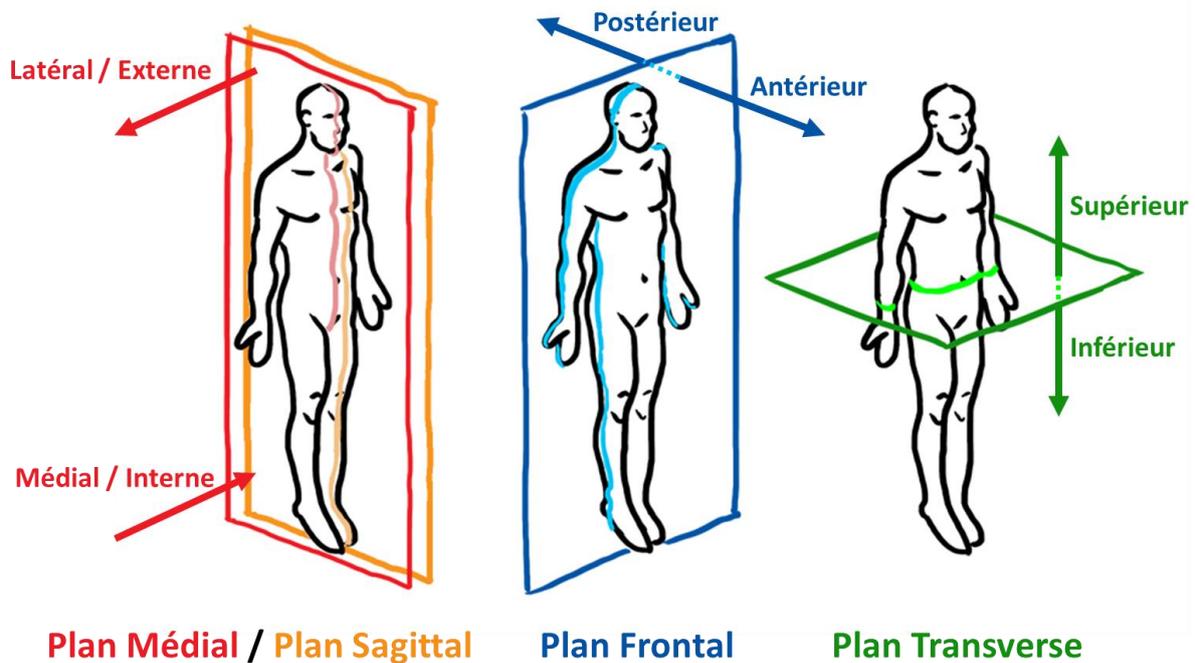


Figure I.1 : Plans et directions usuels dans la description du corps humain.

Enfin on va noter qu'un **valgus** indique lorsque qu'un membre inférieur dévie en dehors, et à l'inverse un **varus** indique qu'un membre inférieur dévie en dedans. Un genou sain standard présente un valgus physiologique de 3°, angulation spécifique à la bipédie exclusive.

I.1.b. Anatomie et principaux composants de l'articulation

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Par conséquent, elle supporte la quasi-totalité du poids du corps lors d'une position monopodale (au cours de la marche par exemple), et les charges sont encore plus importantes lors de la montée ou de la descente d'escaliers. Elle met en jeu trois os, le fémur côté proximal, le tibia côté distal et la patella (communément appelée la rotule), côté antérieur. Cette articulation, de type synoviale, peut être divisée en 3 sous articulations :

- l'articulation fémoro-tibiale : double articulation principale du genou, elle concerne le mouvement relatif des os longs entre eux (fémur et tibia). C'est une articulation bicondylienne à ménisques interposés. Sa fonction principale est de permettre la flexion et extension du genou.

- l'articulation fémoro-patellaire : elle concerne le mouvement relatif de la patella par rapport au fémur. La fonction de cette articulation est principalement de placer la patella dans une position où elle ajoute un bras de levier à l'action du quadriceps sur le tibia tout au long de la flexion et extension.

Il faut noter que l'articulation tibio-fibulaire proximale (entre le tibia et la fibula) est mécaniquement liée à la cheville et ce malgré sa position proche de la zone morphologique du genou. Aussi par la suite seront-ils considérés comme immobiles l'un par rapport à l'autre et nous dénommerons indifféremment « tibia » ou « complexe tibia + fibula » pour parler des os de l'extrémité inférieure de la jambe au cours de la thèse.

Les différents os composant l'articulation sont observables Figure I.2.

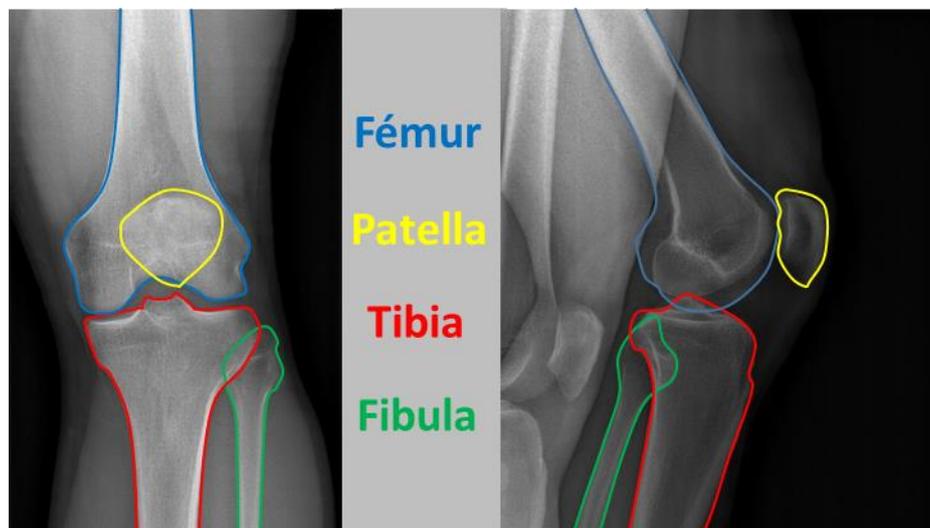


Figure I.2 : Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité.

La partie supérieure du tibia, appelée plateau tibial, est composée de deux condyles tibiaux séparés par l'éminence intercondyalaire. Les deux condyles ne sont pas symétriques, bien qu'ils soient tous deux concaves dans le plan frontal, le condyle extérieur est plan voir légèrement convexe dans le plan sagittal alors que le condyle interne reste concave. Aussi, dans le plan transverse, le condyle interne est plus étroit, allongé et plus oblique alors que le condyle externe est plus large, court et plus axé sur la direction postéro-antérieure. Ces différences peuvent être observées Figure I.3.

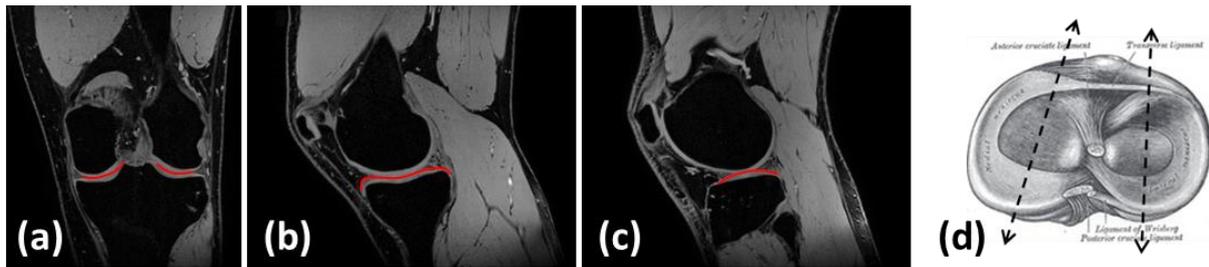


Figure I.3 : Visualisation des condyles internes et externes. (a) vue frontale, (b) vue sagittale du condyle interne (c) vue sagittale du condyle externe. (d) Représentation de l'asymétrie des condyles du plateau tibial.

En vis-à-vis, le fémur présente aussi deux condyles, deux protubérances en forme de tore à l'extrémité distale de l'os long qui viennent reposer sur le plateau tibial. Tout comme le condyle tibial, le condyle fémoral interne est plus étroit, plus long et plus oblique que l'externe. Il faut noter que les surfaces articulaires ne sont pas congruentes. C'est-à-dire qu'il n'y a pas d'emboîtement complet entre les deux surfaces : c'est le contact entre une surface convexe du côté fémoral et relativement plane côté tibial.

On peut remarquer aussi que le condyle fémoral interne est plus bas que l'externe. Cette particularité fait que lors d'une position bipodale immobile, la surface de contact devient pratiquement horizontale due au valgus physiologique. Ce valgus physiologique permet d'éviter un trop grand balancement du centre de gravité lors de la marche en rapprochant le pied du plan médian du corps, tout en assurant une position verticale des os longs de la jambe. Entre les deux condyles fémoraux se trouve la fosse intercondyloire, à l'intérieur de laquelle se trouvent les ligaments croisés.

En distalité, situé sur la face antérieure du fémur se trouve une gouttière appelée la trochlée. Elle s'articule avec la face postérieure de la patella et sert à la guider dans son mouvement sur le fémur. La patella est située entre le tendon du muscle quadricipital fémoral et le tendon patellaire en distalité. Ce dernier est lié au tibia.

Sur toutes les zones de contact se trouve du cartilage entre les os. Le rôle du cartilage est d'assurer la lubrification et l'amortissement du contact articulaire. De plus, entre le fémur et le tibia se trouve deux éléments fibro-cartilagineux en forme de croissant de lune : les ménisques. Leur principal rôle est de mieux répartir les contraintes sur les surfaces de contact. Comme les cartilages, ils participent à l'amortissement des chocs. S'insérant comme des coins au niveau de l'articulation, ils ajoutent ainsi de la congruence à l'ensemble et permettent de guider les mouvements de flexion-extension et rotation interne/externe.

L'ensemble de cette articulation est englobée dans une capsule synoviale. L'intérieur de la capsule baigne dans le liquide synovial qui participe à la lubrification de l'articulation et surtout nourrit les cartilages et ménisques.

Enfin, quatre principaux ligaments sont présents dans l'articulation. Les ligaments sont comparables à des rubans élastiques qui assurent la stabilité de l'articulation. Les deux premiers, le ligament croisé antérieur (LCA) et le ligament croisé postérieur (LCP) forment le pivot central de l'articulation. Ils maintiennent le genou en avant et en arrière. Le LCA se trouve dans l'espace intercondyloire du tibia et se dirige vers le haut, l'arrière et l'extérieur pour s'insérer sur la surface intercondylienne du condyle fémoral latéral. Le LCP s'insère dans la fosse intercondyloire du fémur, en dedans de l'insertion du LCA. Il est oblique de dedans en dehors et s'insère sur l'aire intercondyloire postérieure du tibia. Il est plus épais que le LCA et a deux faisceaux (antérieur et postérieur). Les deux autres ligaments sont le ligament latéral externe (LLE) et le ligament latéral interne (LLI). Le LLI s'insère sur la face médiale de l'extrémité distale du fémur et sur la face médiale de l'épiphyse proximale du tibia. Respectivement le LLE s'insère sur la face latérale de l'extrémité distale du fémur et sur la face latérale de l'épiphyse proximale de la fibula. On peut noter que leur position n'est pas totalement verticale, ils sont légèrement obliques : en position jambe tendue l'insertion fémorale du LLE a une position plus antérieure que sa contrepartie tibiale, et à l'inverse l'insertion fémorale du LLI est légèrement plus postérieure que son insertion tibiale.

I.1.c. **Mobilité de l'articulation**

On attribue au genou deux degrés de liberté fonctionnels. La flexion-extension d'une part et les rotations médiale et latérale d'autre part.

La flexion-extension du membre inférieur est le mouvement principal de cette articulation. Elle est principalement actionnée par les muscles quadriceps lors de l'extension, par le biais de la patella qui permet d'exercer une force sur le tibia avec un bras de levier suffisant tout au long du mouvement. La flexion est effectuée grâce aux muscles ischio-jambiers principalement et aux muscles de la patte d'oie. Anatomiquement on décrit que le mouvement se cantonne au plan sagittal. Cependant nous avons vu que les surfaces de contact n'étaient pas symétriques. Aussi on observe mécaniquement que le mouvement de flexion s'accompagne d'une rotation automatique le long de l'axe de la jambe.

Habituellement pour décrire le mouvement de flexion-extension on considère le tibia fixe (lié au sol) et le fémur mobile. Dans cette configuration on observe que le

mouvement du fémur par rapport au tibia est une combinaison de roulement et de glissement. Dans la première partie du mouvement de flexion, le roulement du fémur sur le tibia domine. Cette action a tendance à faire reculer sa position sur le tibia, il est nécessaire qu'un glissement vers l'avant du tibia compense ce mouvement. L'action du roulement use très peu les cartilages, c'est principalement le glissement entre deux cartilages qui va les user : cela indique que lors de la marche où l'angle de flexion du membre inférieur reste faible les cartilages s'usent peu. C'est lors d'actions comme la montée d'escalier ou l'assise que les cartilages vont s'user.

Le mouvement de rotation selon l'axe de la jambe est plus secondaire dans le rôle de l'articulation. Concrètement c'est le mouvement qui accompagne la rotation du pied sur le plan horizontal. L'amplitude de ce mouvement dépend grandement de l'angle de flexion du genou : elle est quasi nulle pour un genou sain en jambe tendue et atteint son maximum pour une flexion à 90°.

I.1.d. **Stabilité de l'articulation**

La stabilité de cette articulation, a priori instable de par ses surfaces de contact, implique de nombreux acteurs. Ils peuvent se classer en deux groupes : les éléments passifs et les éléments actifs.

En premier lieu pour les éléments passifs il y a les os et les surfaces de contact. Bien qu'elles ne soient pas congruentes nous avons vu que du côté des condyles internes le contact s'effectue entre une surface concave coté tibial et convexe coté fémoral, ce qui participe à la stabilité de l'articulation. Par ailleurs cette disposition en deux sets de condyles joue un rôle prépondérant dans la limitation de la rotation sur le plan frontal.

Ensuite, des acteurs principaux de la stabilité passive sont les quatre ligaments de l'articulation : les LCA, LCP, LLE et LLI. Les ligaments croisés interviennent principalement dans la stabilité antéro-postérieure. Le LCA limite le mouvement de tiroir antérieur du tibia et le LCP limite le tiroir postérieur. Cette action participe d'ailleurs à guider le mouvement de flexion : elle est responsable du glissement du fémur sur le tibia. Les ligaments latéraux eux agissent dans le plan frontal. Ils participent à la limitation de la rotation, le LLE dans le sens du varus et le LLI dans le sens du valgus, et limitent l'hyper-extension de l'articulation. Enfin dans le plan transverse ces ligaments agissent en couple pour limiter la rotation. Les latéraux étant légèrement obliques se tendent lors d'une rotation externe. Les ligaments croisés eux vont s'enrouler lors d'une rotation interne et accentuer la force de contact. Ces phénomènes sont observables Figure I.4.

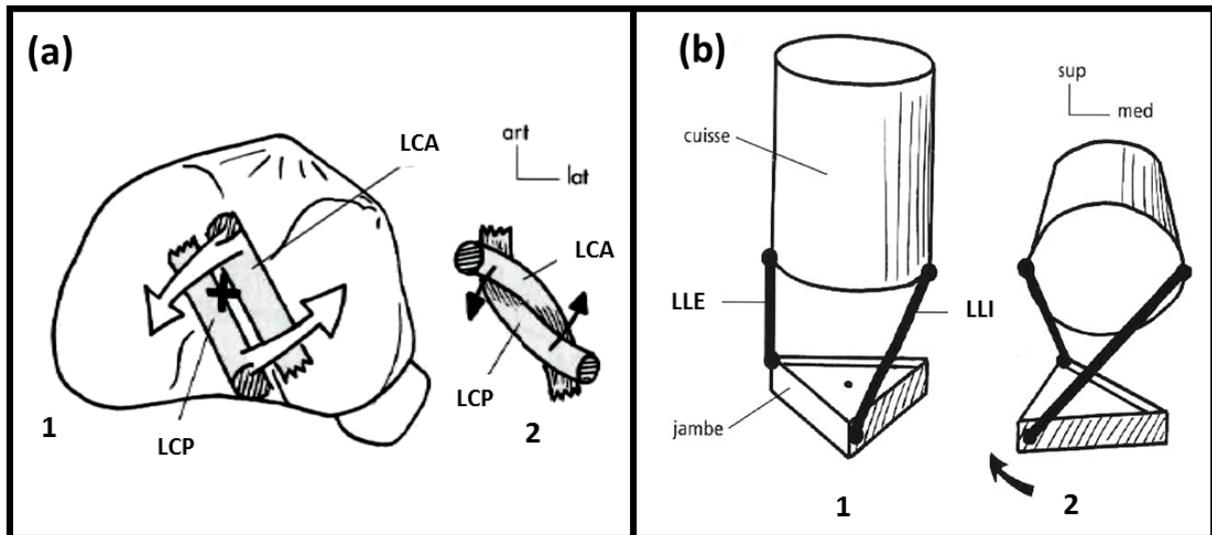


Figure I.4 : (a) Position des ligaments croisés dans le plan transverse, en position neutre (1) et en rotation médiale (2). Les zones d'insertion tibiales sont représentées hachurées et la croix indique le centre de rotation. (b) schématisation des ligaments latéraux en position jambe tendue (1) et en rotation latérale lors d'une flexion (2). De par leur obliquité, les ligaments latéraux seront tendus lors d'une rotation latérale malgré la détente due à la flexion. [Dufour, 2017]

Puis il y a les ménisques, qui jouent le rôle de cales stabilisatrices. Principalement, ils ajoutent de la congruence à l'articulation, tout en autorisant une certaine liberté de mouvement, notamment pour la rotation automatique vue précédemment, et une flexibilité de l'articulation. Ils participent ainsi à guider le fémur dans la flexion-extension et limitent ses degrés de liberté hors de ce mouvement.

Enfin la capsule synoviale entourant l'articulation participe à limiter le recurvatum (l'hyper-extension de l'articulation).

La stabilité active a deux acteurs. D'un côté les muscles et de l'autre le système proprioceptif. La plupart des éléments qui participent à la stabilité passive possèdent des récepteurs sensibles à la tension ou l'étirement qu'ils subissent (ligaments, capsule, ...). Cette information sur une possible instabilité de l'articulation actionne les muscles, par le biais de la moelle épinière, qui viennent ainsi participer à la stabilité.

Lors d'un mouvement involontaire, cette stabilité demande un temps de réaction, aussi court soit-il, pendant lequel seule la stabilité passive intervient. Cependant une fois qu'elle entre en jeu elle est prépondérante par rapport à la stabilité passive. Ce rapport de force a été observé dans une précédente étude [Pierrat, 2015].

En quelques mots :

- *Le genou est une articulation soumise à de lourdes charges bien que non congruente.*
- *Les os principaux présentent un mouvement relatif complexe lors de la mobilité de l'articulation.*
- *Deux types de stabilité influent sur l'articulation : actif et passif.*

I.2. L'arthrose du genou, origine et traitements mécaniques

Le genou est une articulation dite portante, c'est-à-dire qu'elle supporte de lourdes charges lors de son fonctionnement habituel. De ce fait elle est particulièrement exposée aux traumatismes. L'arthrose résulte de la dégradation des cartilages recouvrant les os en contact dans une articulation. Cette affliction est très répandue : elle touche 3,3% de la population mondiale d'après une étude collaborative de Global Burden of Diseases [GBD, 2016].

Il faut noter que même si ce travail n'a pas été publié, le paragraphe ci-dessous est largement inspiré d'un travail de synthèse réalisé par P. Calmels et F. Farizon, sous la coordination de J. Molimard dans le cadre d'une proposition de projet ANR (Arthros : Prediction of biomechanical modification induced by therapeutical action on the knee, 2014).

I.2.a. Contexte médical

Le genou, qui est l'articulation intermédiaire du membre inférieur, subit des contraintes lors des actes de la vie courante, en particulier la marche (de la marche douce à la course à plat ou en montagne) mais il subit aussi des contraintes plus fortes liées à des activités professionnelles ou sportives, sources de microtraumatismes par

répétition de contraintes mécaniques ou de traumatismes plus importants (entorse, fracture).

Cette articulation a déjà été beaucoup étudiée et plusieurs thérapies ont été proposées. Cependant, l'évolution clinique (symptomatologie, physiopathologie) du genou reste intéressante car son histoire naturelle, avec les chargements mécaniques de la vie quotidienne, les traumatismes, les facteurs biomécaniques ou physiopathologiques personnels, entraîne souvent une évolution vers une arthrose dégénérative, avec incapacité.

- *Aspects épidémiologiques*

L'arthrose est une maladie à «multiples défis» [Poiraudau, 2013], souvent considérée comme inévitable, elle est maintenant source de problèmes en raison de son impact sur la vie quotidienne. C'est en effet une cause très importante et croissante d'années vécues avec un handicap, et dont l'impact financier est majeur. En France, l'arthrose affecte 10 millions de personnes. C'est aussi un défi pour la compréhension des mécanismes physiopathologiques impliqués autour de tous les tissus de l'articulation. Enfin, il s'agit d'un défi thérapeutique avec une meilleure détermination des sous-groupes de patients répondant aux traitements proposés, à l'image des traitements physiques et chirurgicaux, qui ont déjà de bonnes preuves d'efficacité.

Le complexe articulaire du genou est caractérisé d'une part par la structure en contact, l'os et le cartilage, sur les condyles fémoraux et la rotule. Ainsi, une atteinte de l'arthrose peut se développer à différents niveaux du complexe tibio-fémoral (arthrose tibio-fémorale latérale, médiale ou globale, arthrose femoro-patellaire latérale, médiale ou globale et souvent les deux). L'arthrose conduit à la destruction d'un cartilage, mais toutes les structures de l'articulation, le cartilage bien sûr, mais aussi le tissu synovial, l'os et même les muscles sont affectés. C'est un processus lié à l'âge, à l'hypertension ou encore à la fragilité naturelle du cartilage ; l'hérédité est un facteur de risque possible [Sellam, 2013] ; les contraintes mécaniques jouent un rôle important. L'arthrose du genou (ou gonarthrose) et celle de la hanche sont les plus fréquentes [Nüesch, 2011].

Le diagnostic de la gonarthrose repose sur l'examen clinique (douleur, hydarthrose, limitation de l'amplitude) et les radiographies (rétrécissement de l'espace articulaire) permettant d'établir des étapes d'évolution. Un exemple d'interligne de patients gonarthrosiques est présenté Figure I.5.



Figure I.5 : Interligne pour différents degrés de gravité de l'arthrose (d'après <http://chirurgie-orthopedique.info/arthrose-du-genou-prothese/>).

- *Facteurs biomécaniques, anatomiques et physio-pathologiques d'apparition de l'arthrose*

De nombreux facteurs biomécaniques externes – traumatiques, majeurs ou de faible intensité mais répétés – concernant directement le cartilage, mais aussi les éléments péri articulaires, ligaments et ménisques (lésions méniscales, lésions de l'entorse ou du ligament, subluxations, chondrite patellaire) contribuent à perturber la physiologie «normale». Ils peuvent alors inférer une source d'instabilité articulaire conduisant à des contraintes mécaniques susceptibles d'induire une évolution de l'arthrose. D'autres facteurs anatomiques, intrinsèques ou acquis (fractures) tels que les défauts de l'axe de valgus / varus contribuent également à des contraintes mécaniques plus intenses, à des sources de lésions cartilagineuses. Ces conditions physiologiques et biomécaniques vont être perturbées par divers facteurs contribuant à la lésion puis à la destruction progressive du cartilage se terminant par la gonarthrose et sa symptomatologie clinique douloureuse et fonctionnelle, qui va développer des blessures anatomiques progressives jusqu'à la destruction de l'interligne. Des facteurs physio-pathologiques de risque d'apparition de l'arthrose ont été mentionnés dans [Felson, 1995]. Certains ne sont liés à aucune action particulière, en particulier le vieillissement, le sexe féminin, des antécédents familiaux, des facteurs métaboliques. D'autres sont essentiellement liés à la surcharge et aux contraintes mécaniques sur le cartilage comme par exemple le surpoids, le surmenage (chargement mécanique répété professionnel) ou les micro-blessures.

- *Aspects thérapeutiques*

À l'heure actuelle, dans de nombreux cas, la déficience fonctionnelle de l'arthrose du genou entraîne un traitement chirurgical (arthroplastie). Ce traitement chirurgical

est cependant le plus souvent le résultat de nombreuses étapes thérapeutiques antérieures [Rannou, 2010], [Zhang, 2010]. Les agents thérapeutiques offerts à différents temps d'évolution de ce processus peuvent être :

- L'éducation du patient, la gestion par le patient de sa pathologie, les adaptations du mode de vie [Coudeyre, 2010] et la perte de poids ;
- La réhabilitation par l'exercice, le renforcement musculaire des muscles du quadriceps, l'étirement et l'augmentation des amplitudes articulaires [Ribinik, 2012], [Calmels, 2011] ;
- La préservation d'une autonomie et de la pratique d'une activité physique ;
- Anti-inflammatoire, analgésique, médicament, substance chondroprotectrice intra articulaire, médicament général, topique ou intra articulaire ;
- Soins de réadaptation, y compris la physiothérapie, l'hydrothérapie et la crénothérapie ;
- Dispositifs de déchargement : essentiellement des genouillères pour obtenir une baisse de la charge sur les articulations [Beaudreuil, 2009], avec des performances de marche améliorées [Jones, 2013] mais aussi une assistance technique (canne).

Il est souvent facile de trouver une histoire naturelle, au cours des années, évolutive pour un sujet, en se caractérisant par :

- (i) initialement un traumatisme ou des microtraumatismes du genou (par exemple des traumatismes sportifs ou professionnels), plus ou moins graves, répétés plus ou moins jusqu'à la lésion méniscale ou à la lésion du ligament et/ou à l'existence d'une morphologie entraînant des sur-contraintes (genu valgum ou genu varum) ;
- (ii) réadaptation et / ou soins médicaux avec reprise de l'activité et actions éducatives, préventives et fonctionnelles (rééducation, sport, protection par orthèse jusqu'à l'obtention d'une stabilité clinique et fonctionnelle) ;
- (iii) un ou plusieurs soins chirurgicaux en fonction de l'instabilité et / ou des contraintes professionnelles, telles que la ménisectomie et la ligamentoplastie pour reconstituer une stabilité physiologique du genou, une mobilité et une meilleure mobilité dans la vie quotidienne ;

- (iv) la poursuite des contraintes biomécaniques liées soit à l'instabilité, soit aux modifications biomécaniques, soit aux contraintes axiales, avec un écho péri-articulaire et musculaire périphérique (douleur fonctionnelle et amyotrophie progressive) ;
- (v) L'évolution progressive des lésions ostéo-articulaires avec le rétrécissement de l'espace articulaire (interligne) et l'apparition de l'arthrose compartimentale ou globale, fémoro-tibiale et / ou fémoro-rotulienne, ce qui pourrait nécessiter une arthroplastie partielle ou totale.

Cette histoire naturelle de la maladie, avec des variations individuelles, selon le temps, selon des facteurs externes, dans un contexte de travail, une population sportive, avec une espérance de vie élevée contribue à un impact important en termes de santé publique et de dépenses pour les systèmes de santé.

I.2.b. Diagnostic

Le principal diagnostic de l'arthrose se fait par un examen clinique. Habituellement un médecin peut diagnostiquer l'arthrose après un questionnement sur les symptômes et un examen afin de déterminer si la douleur se déclenche à la pression ou en faisant bouger l'articulation et l'importance de la raideur articulaire. Les autres examens servent principalement à confirmer le diagnostic ou à en établir la sévérité.

La méthode de validation du diagnostic la plus courante est l'acquisition par rayons X. Les rayons X sont utilisés pour faire des acquisitions 3D de type CT (computed tomography) ou 2D comme pour les radiographies classiques. Ce type d'imagerie est le mieux adapté pour obtenir des données morphologiques sur les structures osseuses, les tissus mous comme les cartilages ou les ligaments étant beaucoup moins visibles. Cependant ce type d'acquisition est considéré comme invasif étant donné que les rayons X sont irradiants. Pour cette raison le nombre et les zones d'acquisitions sont toujours aussi restreints que possible. Une acquisition 3D est fatalement plus irradiante qu'une acquisition 2D, et comme les informations fournies par la radiographie classique suffisent à valider le diagnostic de l'arthrose, elle reste la méthode la plus utilisée. Les signes symptomatiques recherchés sont :

- un pincement de l'interligne articulaire (zone de dégradation du cartilage),
- des ostéophytes (excroissances osseuses autour de l'articulation),
- une condensation de l'os au niveau du pincement,
- la présence de géodes à l'intérieur de la condensation.

D'autres méthodes d'évaluations incluent l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) et l'échographie. Ce ne sont pas les techniques usuelles et bien souvent elles correspondent à des circonstances spécifiques.

L'IRM est la principale technique d'imagerie non invasive. Elle est basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire : le signal IRM provient de l'excitation de noyaux d'hydrogènes par ondes de radiofréquences. La mesure des aimantations de chaque voxel permet de constituer une image 3D en niveaux de gris, qui dépend soit de la concentration des protons excités (écho de gradient), soit du temps nécessaire à leur retour à l'équilibre (écho de spin). Cette technique d'imagerie est adaptée pour obtenir des informations sur les tissus mous du corps humain, ainsi que leurs lésions potentielles [Railhac, 2003]. Cependant avec une IRM classique les acquisitions se font pendant que le sujet est allongé, le tube de l'IRM étant exigu et ne permettant pas une grande amplitude de mouvement. Dans le cadre du diagnostic de l'arthrose, l'IRM peut permettre de trouver des formes débutantes d'arthroses en observant la dégradation du cartilage si le patient se plaint de douleurs et qu'aucun signe symptomatique n'a été perçu sur une radiographie. D'autre part elle peut permettre de comprendre l'intensification des douleurs dans le cas d'une arthrose connue et diagnostiquée.

L'échographie permet de détecter un épanchement intra-articulaire, la présence d'une cavité contenant du liquide, a priori synovial. Dans la majeure partie des cas cette technique est utilisée afin de guider le médecin dans la réalisation d'une ponction de cet épanchement détecté par radiographie.

Enfin une dernière méthode d'évaluation se développe dans les hôpitaux : l'imagerie EOS (EOS Imaging, Paris). La technique de l'imagerie EOS est comparable à une radiographie par rayons X, mais elle repose sur une très basse irradiation de l'ordre de 10% d'une dose de rayons X classiques, ainsi elle permet l'acquisition de plusieurs images tout en respectant les doses d'irradiation admissibles par le sujet. De plus l'acquisition EOS se fait en position debout, elle permet d'obtenir des images de l'articulation en état de fonctionnement. Etant une acquisition par rayons X, elle est adaptée à l'acquisition des structures osseuses. Deux acquisitions sont effectuées simultanément sur des plans orthogonaux. Combiné avec le logiciel de traitement de données SterEOS qui accompagne le système, cette méthode d'imagerie permet de faire une reconstruction 3D surfacique des certaines structures osseuses dont celles du membre inférieur. La technique d'imagerie EOS étant comparable à une radiographie par rayons X, elle a la même utilité en ce qui concerne le diagnostic de l'arthrose et les mêmes signes symptomatiques sont recherchés.

I.2.c. Prévention de la gonarthrose par des orthèses

L'usage de traitement non pharmacologique de la gonarthrose est recommandé pour modifier le chargement du compartiment lésé. Les genouillères sont l'une de ces modalités ; elles peuvent être des orthèses de repos, des orthèses souples compressives et orthèses articulées valgusantes. Placer une orthèse sur le genou est un traitement non-opératoire et non pharmacologique qui peut être utile aux personnes atteintes de gonarthrose impliquant principalement le compartiment tibio-fémoral médian ou latéral [Segal, 2012]. En théorie, les genouillères appliquent une force de flexion trois points externe au genou et atténuent la charge sur le compartiment médian.

Les orthèses de genou pour la gonarthrose sont diverses : orthèses souples, orthèses de repos, orthèses articulées – en général valgusantes [Beaudreuil, 2009].

Dans le monde médical, de très nombreuses publications ont traité des effets des orthèses ; il est hors de propos de faire ici une revue bibliographique exhaustive. Seules quelques indications seront données. Même si elles sont peu utilisées par les praticiens Français, Beaudreuil et al. en 2009 [Beaudreuil, 2009], puis Rannou et al. en 2010 [Rannou, 2010], concluent à des preuves modestes d'efficacité des genouillères pour l'arthrose du genou, et à leur recommandation même si plus récemment, Nelson et al. ont fait état d'une certaine controverse à propos de l'utilisation de genouillères [Nelson, 2014]. L'efficacité des orthèses de repos n'a pas été étudiée par des essais cliniques. Des études suggèrent que les orthèses souples diminuent la douleur dans l'arthrose du genou et que leur utilisation est associée à une amélioration subjective : la genouillère permet une restauration fonctionnelle du genou en réduisant la douleur, la raideur articulaire et le dosage du médicament et en rendant possible la marche sur des distances plus longues ; elle augmente la confiance dans le genou. Le suivi à court et à moyen terme indique qu'une orthèse articulée valgusante diminue la douleur et l'incapacité dans l'arthrose du genou médian, et semble être plus efficace que les orthèses souples. Elle améliore la qualité de vie, la proprioception du genou, la force du quadriceps et la symétrie de la démarche ; et elle diminue les charges compressives dans le compartiment femoro-tibial médian [Beaudreuil, 2009], [Brouwer, 2005], [Finger, 2002], [Hurley, 2012], [Pollo, 2006], [Raja, 2011]. Les orthèses articulées valgusantes ont un effet biomécanique avéré. Pour Briem et Ramsey [Briem, 2013], il est prouvé qu'elles réduisent de manière significative les mesures angulaires d'adduction du genou et améliorent les mesures relatives au chargement de l'articulation du genou ; certains effets sur l'activité musculaire ont été rapportés avec une diminution de la co-contraction du vastus lateralis-lateral et des ischio-jambiers [Fantini Pagani, 2013], [Ramsey, 2007] enfin, Larsen et al. [Larsen, 2013] rapportent après une analyse fonctionnelle utilisant des caméras infrarouges et des plates-formes

de force pour suivre des activités de marche à pied et de mouvements debout-assis, que les niveaux d'activité étaient nettement plus élevés après un à deux mois de port d'orthèses selon la gravité de la gonarthrose.

Dans la pratique, on peut penser que les genouillères ont des effets bénéfiques sur l'arthrose du genou et que le type de genouillère et les étapes d'évolution de l'arthrose doivent être pris en considération. Mais, étant donné qu'une gêne, une irritation de la peau ou un gonflement sont des effets secondaires fréquemment signalés, que le port de genouillères est associée à d'autres traitements dans un programme thérapeutique multimodal, de nouvelles analyses cliniques et biomécaniques doivent être proposées [Giori, 2004], [Squyer, 2013]. Il semble donc nécessaire d'analyser les déterminants mécaniques du port des genouillères, en tenant compte de l'alignement des genoux et de la correction de l'angle induite, de l'analyse de la flexion-extension et du mouvement de rotation du genou, de la pression exercée, des activations musculaires lors du contrôle clinique, de l'analyse de la marche et de l'analyse du modèle.

Dans le domaine de l'ingénierie, peu d'auteurs se sont intéressés à l'étude biomécanique des orthèses. Pierrat [Pierrat 2013] a montré l'efficacité mécanique de certaines genouillères dans le traitement de l'instabilité du genou (rupture complète ou partielle des ligaments croisés) avec une approche à la fois clinique, expérimentale et numérique. Ce travail ne permet toutefois pas de décrire le transfert de charge mécanique et le déchargement des structures internes du genou et en particulier les cartilages des condyles ou ligaments et une modélisation plus poussée doit être envisagée.

I.2.d. Arthroplastie du genou

Les arthroplasties du genou (unicompartimentale ou totale) sont les deux principales réponses thérapeutiques à l'arthrose du genou. Une arthroplastie consiste à remplacer une partie ou l'ensemble de l'articulation par une prothèse. La Figure I.6 montre les principales étapes d'une arthroplastie totale du genou sans ciment. En 2011, 80300 opérations primaires et 5500 reprises ont été réalisées en France. Malgré de bons résultats primaires, il y a encore une certaine quantité d'échec qui nécessite une opération de reprise. Le taux de reprise a été estimé à 14% pour des implants tibio-fémoraux unicompartimentaux (suivi sur 10 ans), à 25 % pour les implants fémoro-patellaires (suivi sur 9 ans) et enfin à 5 % pour l'arthroplastie totale du genou (suivi sur 9 ans) [HAS 2012]. Il est également bien démontré que les complications sont plus fréquentes après une chirurgie de reprise [Ranawat 2010] et que le coût de ces procédures est très élevé pour le système de santé. Par conséquent, tout effort visant à diminuer le nombre de cas de reprise est précieux.

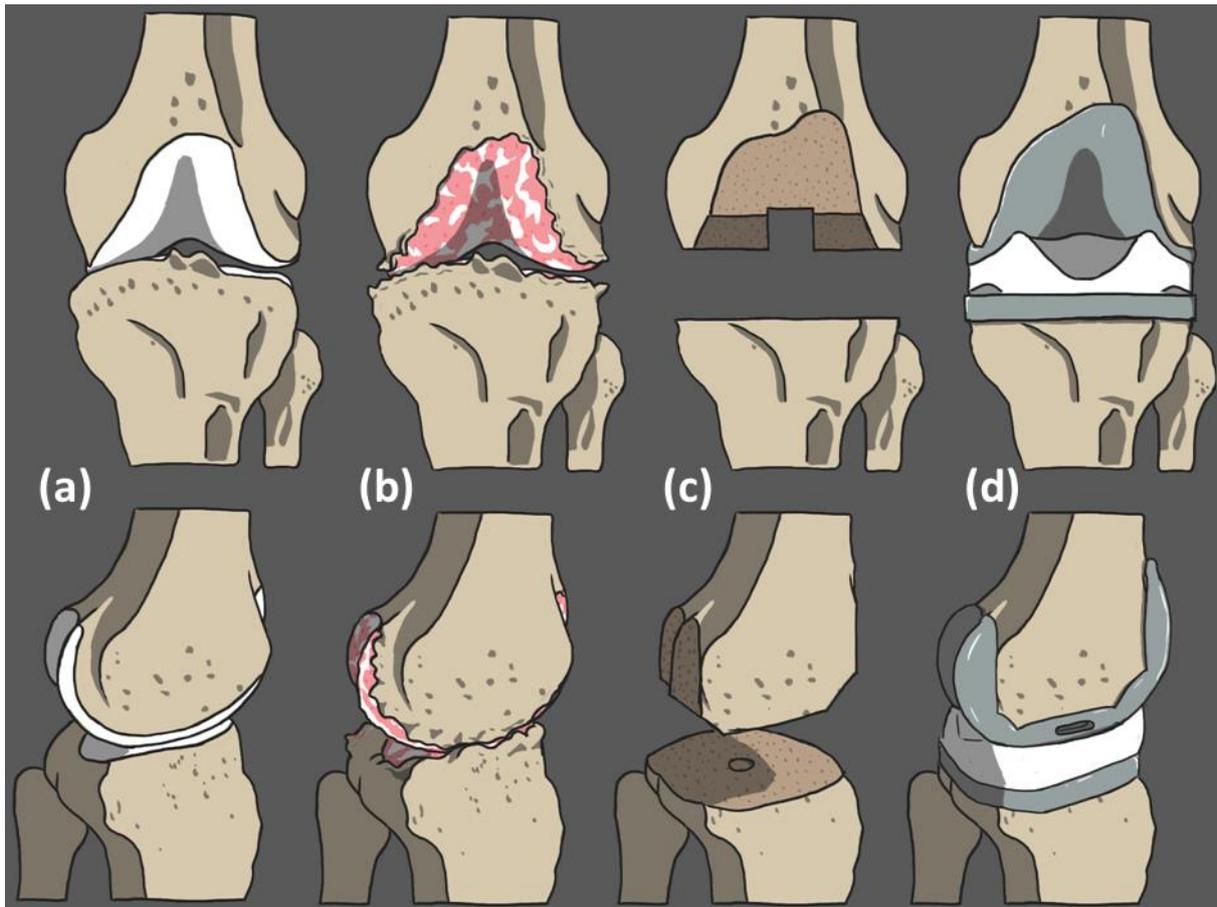


Figure I.6 : Vues frontales (haut) et sagittales (bas) des os du genou à différentes étapes de l'arthrose. Genou sain (a). Genou arthritique (b). Coupe des parties endommagées de l'articulation et perçage des deux os dans l'axe lors de l'arthroplastie totale sans ciment (c). Genou prothétique (d), la prothèse est fixée par l'os se reformant sur les surfaces de contact poreuses de la prothèse.

Les principaux objectifs du remplacement du genou sont de diminuer la douleur et de restaurer la fonctionnalité du genou. Tout d'abord, les implants doivent être placés dans l'espace avec une précision très élevée en regard de l'anatomie du patient. Un écart de plus de 3° par rapport aux axes anatomiques est associé à un nombre accru d'échecs ; dans le même temps, la quantité de résection osseuse ne doit pas changer la cinématique globale du genou, et donc respecter l'enveloppe des tissus mous. Pour atteindre ces objectifs, la chirurgie conventionnelle s'appuie sur des guides mécaniques. Ils ne sont pas spécifiques et la même instrumentation est utilisée pour tous les patients. Les limites de ces approches sont en partie responsables des taux de reprise élevés décrits ci-dessus. Par conséquent, à la fin des années 90, l'assistance ou guidage par ordinateur (chirurgie naviguée) a été introduit dans les blocs opératoires pour augmenter la précision des opérations [Stindel, 2007]. Au début du 21^{ème} siècle, il s'agit d'une approche clinique mature dans la chirurgie orthopédique. Cependant,

15 ans plus tard, la diffusion de cette technologie est encore confidentielle, représentant moins de 10% des opérations, même si une littérature bien étayée confirme la valeur ajoutée clinique du concept.

Parmi les raisons expliquant cette faible diffusion de la technologie, on peut trouver des considérations pratiques telles qu'un temps d'opération plus important, un coût et une complexité plus élevés, mais il existe aussi des problèmes plus conceptuels.

Toutes les solutions cliniques actuellement disponibles reposent sur un modèle patient-spécifique. Ces modèles sont une représentation simplifiée de la réalité utilisée pour comprendre la pathologie et pour prédire le résultat des chirurgies ; cependant, la plupart d'entre eux sont partiels et non intégratifs : chaque dimension (géométrique, mécanique, cinématique, biologique, ...) de la question clinique est traitée comme une entité distincte. Cette approche est en partie liée à des difficultés techniques dues à l'intégration de données multimodales, multi-échelles, multi-résolution et asynchrones [Viceconti, 2011]. Il en résulte un manque de réalisme dans les modèles qui les rend parfois difficilement utilisables en clinique. Le deuxième point clé réside dans l'objectif de l'action thérapeutique qui est de ramener le patient d'un état pathologique à un état sain. Actuellement, seules des règles cliniques "moyennes" sont appliquées à chaque patient sans tenir compte de sa spécificité.

Finalement, l'objectif des arthroplasties du genou est de restaurer la meilleure fonctionnalité possible. Cependant, aucune information per-opératoire fonctionnelle n'est disponible, même si un ajustement per-opératoire aura nécessairement un impact sur le résultat fonctionnel. Pour aller plus loin, les outils de chirurgie naviguée doivent intégrer plusieurs dimensions dans le processus de travail : à la dimension géométrique déjà présente, il faut ajouter une dimension mécanique et fonctionnelle pour permettre d'anticiper pendant la chirurgie, les conséquences fonctionnelles de la procédure elle-même.

En quelques mots :

- *L'arthrose est une affliction répandue et causée par de multiples facteurs.*
- *De nombreuses étapes thérapeutiques sont envisagées selon la sévérité.*
- *La réponse thérapeutique finale est l'arthroplastie, dont une reprise cause complications et coûts supplémentaires. Tout effort pour éviter une reprise est précieux.*

I.3. Modélisation mécanique du genou

Le genou est une articulation très étudiée dans la littérature. Différentes approches sont utilisées, toutes ayant des méthodes et des objectifs différents. Dans cette partie nous allons en recenser les principales.

I.3.a. Mouvement du genou

De par la nature complexe du mouvement du genou (nous avons vu que le mouvement de flexion-extension combine glissement, roulement et rotation automatique) une partie de la communauté étudie la cinématique de cette articulation. On la retrouve principalement sous le nom « d'analyse de la démarche » (*gait analysis*). Pour cela plusieurs approches sont utilisées.

- *Approche directe*

Pour la première, on peut noter l'approche directe : le mouvement est observé sur un volontaire, ce qui permet de s'assurer l'aspect physiologique du mouvement. Les principales techniques utilisées ici sont les marqueurs ([Nüesch, 2017], [Wahid, 2016]) et la fluoroscopie ([Giphart, 2012], [Feng, 2016], [Saevarsson, 2013]).

Les marqueurs ont l'avantage d'avoir une mise en place plus simple et non invasive. Ils sont souvent placés sur la peau de la jambe au niveau des extrémités des os longs ou au niveau des différentes articulations participant au mouvement observé. Ces marqueurs doivent être facilement discernables par une caméra. Cette technique permet d'avoir une représentation globale du mouvement, mais elle peut être imprécise. Par exemple elle permettra difficilement d'avoir le mouvement du tibia par rapport au fémur, et dans un tel scénario les marqueurs étant sur-cutanés ils peuvent bouger par rapport à l'os. Pour pallier à cela les marqueurs peuvent être fixés à l'os, avec des implants de type tantalum par exemple dans l'étude de Weidenheilm *et al.*, mais cela requière une intervention très invasive ce qui limite fortement son utilisation [Weidenhielm, 1993]. Pour pallier à l'invasivité d'une telle procédure les implants peuvent être fixés sur des membres cadavériques, mais dans ce cas la physiologie du mouvement peut être remise en question.

La technique de la fluoroscopie permet d'obtenir la position des os tout au long du mouvement. La fluoroscopie s'assimile à un « film par rayons X » : un flux de rayons X continu est passé au travers de l'articulation pour la durée du mouvement observé, comme le montre la Figure I.7. Ceci permet d'avoir avec précision la position des os tout au long du mouvement [Feng, 2016], [Nakamura, 2015]. Cependant elle est à la fois plus lourde à mettre en place et irradiante pour le patient. La fluoroscopie permet de créer un modèle numérique des os observés, avec des positions physiologiques [Giphart, 2012], [Saevarsson, 2013]. Ces données peuvent ensuite servir de référence à des analyses numériques ou des mises en mouvement cadavériques [Feng, 2016].

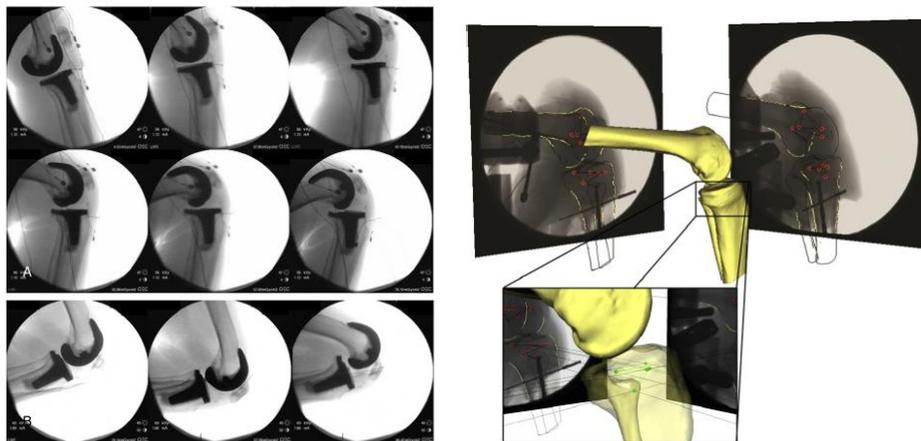


Figure I.7 : Suivi de mouvement par fluoroscopie (d'après [Nakamura, 2015] et [Giphart, 2012]).

- *Approche indirecte*

Une seconde approche est dite indirecte. Le principe est de mettre un modèle en mouvement, aussi physiologiquement que possible, afin de mimer le mouvement observé du genou. Cette approche s'appuie sur la méthode directe, qui servira d'objectif à atteindre pour le modèle. L'approche indirecte repose sur des modèles musculo-squelettiques [Kia, 2014], [Marouane, 2015-2016]. Un modèle musculo-squelettique est composé des os intervenant dans le mouvement modélisé et d'actionneurs remplaçant les muscles du corps humain (Figure I.8). Ces modèles permettent notamment de chercher l'action des différents muscles dans la décomposition d'un mouvement, principalement en recherchant à minimiser l'effort fourni par chaque actionneur pour atteindre le mouvement cible, celui observé lors d'une approche directe. Pour valider de tels modèles on ne peut pas mesurer l'effort exercé par chaque muscle, on suppose que l'optimisation des efforts fournis donne la meilleure estimation possible, bien que de récentes études explorent la relation entre le signal électrique dans le muscle mesuré par électromyographie (EMG) et les efforts délivrés par ce dernier [Ning, 2015], [Wibawa, 2016]. Par ailleurs le plus souvent les articulations ne sont représentées que par leur mouvement principal, par exemple pour le genou ce sera un pivot d'axe sagittal, et non par les surfaces de contact de l'articulation. Cette simplification du mouvement peut remettre en question le modèle utilisé. Pour pallier à cela des modèles à plusieurs niveaux sont créés qui intègrent un modèle éléments finis avec les surfaces de contact physiologiques pour l'articulation dans un ensemble musculo-squelettique qui actionne l'articulation [Marouane, 2015-2016].

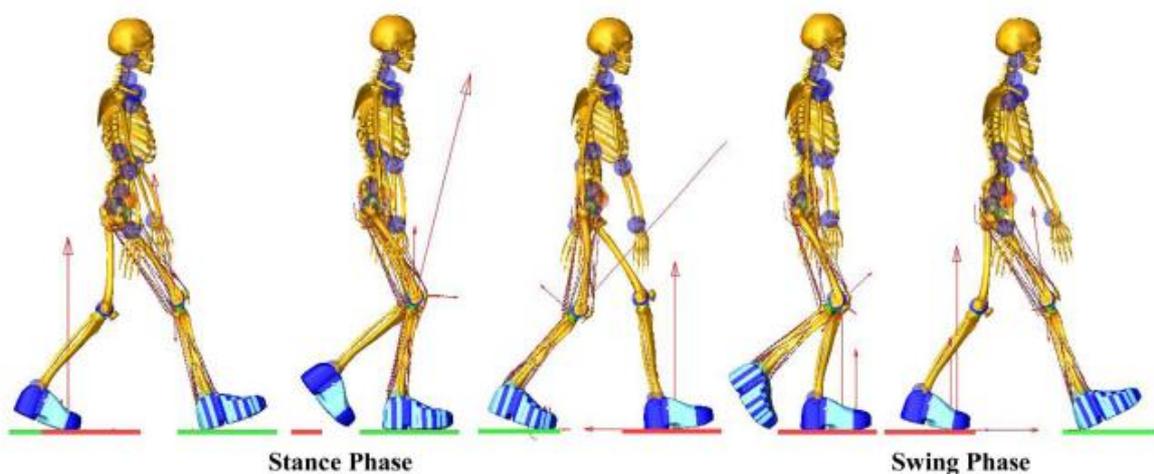


Figure I.8 : Reproduction de la marche par un modèle musculosquelettique (d'après Kia)

- *Recherche des efforts physiologiques subis par le genou*

Enfin la dernière approche vise à obtenir les efforts s'appliquant sur l'articulation lors d'un mouvement quotidien. Des études ont portées sur des sujets sains marchant sur une plaque instrumentée avec des capteurs d'efforts, le plus souvent couplé avec des marqueurs externes ([Wahid, 2016], [Schache, 2007], ou par exemple comme dans l'étude de l'influence des semelles à coin supinateur ou postérieur sur le moment subi par le genou mené par Lewinson *et al.* [Lewinson, 2016]). Puis les efforts et moments sont calculés par des méthodes de cinématique inverse (Figure I.9).

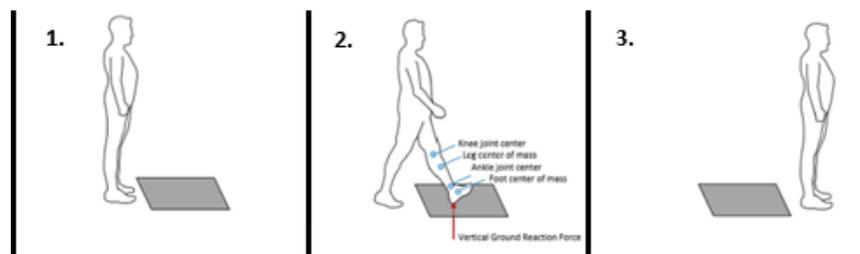


Figure I.9 : Mesure des efforts transmis sur le sol lors de la marche par plaque instrumentée (D'après Lewinson).

D'autres méthodes recherchent à mesurer directement les efforts sur le genou. Lors d'une étude menée par Kutzner *et al.*, 5 volontaires ont reçu une prothèse totale instrumentée lors de leur arthroplastie afin de pouvoir mesurer les efforts subis par la prothèse lors d'activités quotidiennes [Kutzner, 2010]. Ces résultats ne peuvent pas être directement associés à un genou sain, les surfaces de contact étant différentes et les ligaments croisés étant enlevés. Une autre méthode est de travailler sur des genoux cadavériques. Dans ce cas on s'assure de l'aspect physiologique des surfaces de contact et l'articulation peut être instrumentée, comme dans l'étude de [Verstraete, 2017], où des capteurs de force ont été installés sous le plateau tibial afin de mesurer les contraintes induites passivement par les tissus mous du genou au cours du mouvement de flexion (Figure I.10). Ces données seront ensuite utilisées pour valider des modèles éléments finis ou comme forces de référence afin d'actionner des simulateurs de genou, par exemple le Stanmore knee simulator qui sert à tester les prothèses totales de genou en mimant les efforts que recevra la prothèse au cours d'un mouvement de marche [Walker 1997].

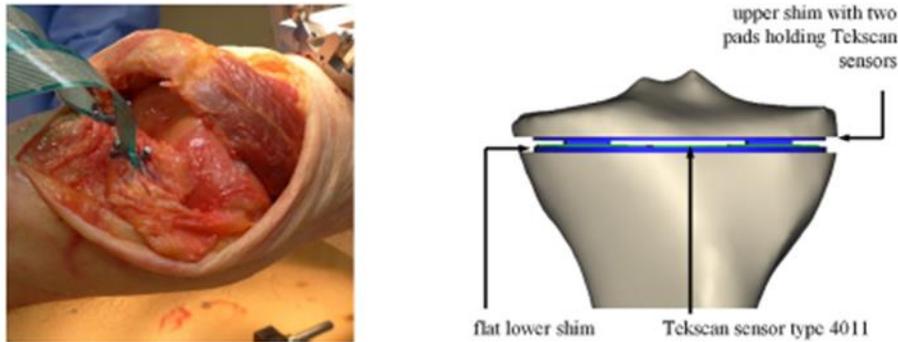


Figure I.10 : Mesure de l'effort sur genou cadavérique (D'après Verstraete).

I.3.b. Modèles du genou sain

Une partie importante de l'étude sur le genou passe par la modélisation par éléments finis (EF). Chaque modèle ainsi créé utilise des simplifications qui lui sont propre et ont des buts différents. Cependant tous cherchent à s'approcher autant que possible de la physiologie de l'articulation, que ce soit dans le mouvement qu'ils reproduisent ou sur l'information qu'ils donnent : souvent des répartitions de contraintes dans les différentes composantes de l'articulation. Le paragraphe suivant va illustrer les différences de méthodologie et de buts des différents modèles existants.

- *Modèles descriptifs*

Le premier exemple de modèle EF de genou vient de l'étude de Peña *et al.* [Peña, 2006]. Le modèle construit est très complet tant du côté de la géométrie utilisée (pas de simplification de géométrie des composantes du genou) que du côté des lois matériaux utilisés. C'est un modèle purement descriptif qui vise à expliquer, ou reproduire, la physiologie du genou par le modèle. Ici, le but est de retrouver la répartition des différentes contributions des tissus mous (ligaments et ménisques) lors de la stabilité après une sollicitation extérieure (représenté ici par une recherche d'équilibre après qu'une force extérieur ait été appliquée). Cependant ce modèle se focalise sur le genou en position de jambe tendue.

Un second exemple de modèle descriptif peut se retrouver dans le travail de Zhong *et al.* [ZHONG, 2011]. Ce modèle s'intéresse aux contraintes dans les ligaments durant le mouvement de flexion-extension du genou. Pour ceci des modèles du tibia et du fémur ont été créés à partir de CT scans pour plusieurs angles de flexion du genou. Les

ligaments ont ensuite été rajoutés sur leurs zones d'insertion. Pour chaque ligament, la flexion où il était le plus court représentait son état de base : état déchargé avec une contrainte de 0 MPa. Les contraintes étaient ensuite calculées dans les autres positions. Cette approche vise à obtenir une approximation du champ de contrainte dans chaque ligament tout au long de la flexion. L'utilisation des EF permet ensuite d'appliquer de nouvelles sollicitations sur le modèle afin de déterminer le comportement individuel des composantes du genou. Dans le cas de cette étude, des mouvements de tiroirs étaient effectués sur le modèle afin d'obtenir l'influence de chaque ligaments sur la stabilité du genou, et son degré de stimulation par rapport à son fonctionnement usuel. Il faut noter que ce modèle ne considère pas le contact effectif du genou : ni les cartilages ni les ménisques ne sont modélisés.

Ces deux modèles s'intéressent principalement aux contraintes subies dans les tissus mous du genou. Une autre approche est offerte par l'étude de Adouni *et al.*, suivie de celle de Marouane *et al.* [Adouni, 2012], [Marouane, 2015-2016]. Le but de ces études est de combiner un modèle musculo-squelettique avec un modèle EF (Figure I.11). Le modèle EF est ajouté afin d'apporter au modèle musculo-squelettique une surface de contact physiologique et la stabilité des tissus mous. Par ailleurs ce modèle EF actionné par les forces données par le modèle musculo-squelettique vise à reproduire la cinématique de la démarche. Ce modèle se démarque des deux précédents qui étaient statiques et recherchaient un équilibre mécanique du genou. Ici le modèle EF s'insère dans le mouvement du modèle musculo squelettique. L'intérêt est de retrouver la mécanique de la transmission du contact entre les deux os longs : les points de contacts, et l'effort transmis.

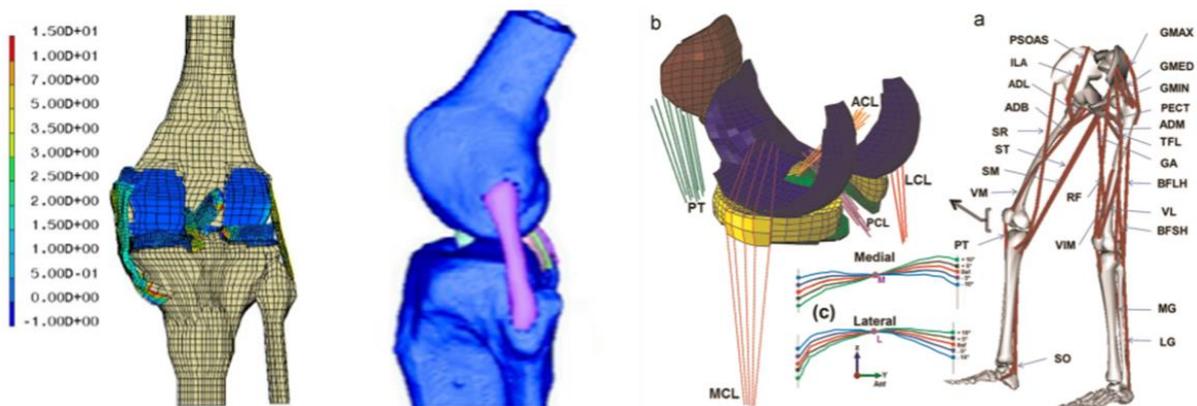


Figure I.11 : Couplage d'un modèle musculosquelettique et d'un modèle éléments finis (d'après Peña, Zhong et Marouane).

Enfin, créer un modèle descriptif ne revient pas toujours à chercher toujours plus de complexité du modèle. Dans une étude menée par Sengeh *et al.*, un modèle patient spécifique d'un moignon de jambe est créé [Sengeh, 2016]. Ce modèle comprend les os de l'articulation du genou, et les tissus mous de la jambe séparés en deux ensembles : les tissus de surfaces (la peau et la couche adipeuse sous cutanée) et un complexe comprenant les muscles et les tissus mous internes. Ce modèle est représenté Figure I.12. L'objectif de l'étude est de trouver des propriétés matériaux qui représentent ces ensembles par une méthode inverse. Pour cela 18 tests d'indentations ont été effectués sur le patient, puis les paramètres d'une loi de comportement hyper-élastique ont été optimisés afin que le modèle concorde le plus possible aux tests expérimentaux. Ce modèle a pour but de mettre en place une méthodologie permettant d'associer des propriétés matériaux à un modèle patient spécifique. Ce modèle représente fidèlement le comportement de l'ensemble des tissus mous autour de l'articulation sans passer par une description exhaustive de l'ensemble de ses constituants : muscles, ligaments, tendons, vaisseaux sanguins, tissus graisseux, etc...

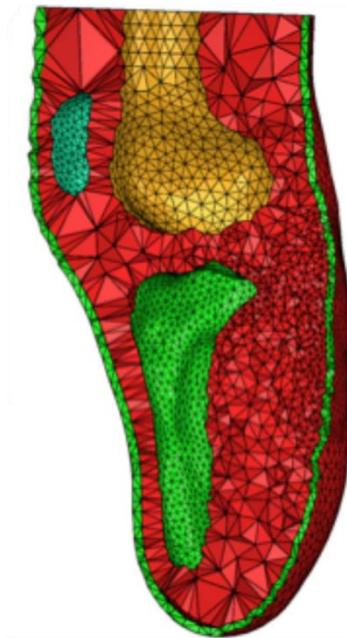


Figure I.12 : Modèle patient spécifique de moignon de jambe. Ce modèle en trois parties comprend les os, les tissus de surface (vert) et le complexe muscles + tissus mous internes (rouge) (D'après [Sengeh, 2016]).

- *Amélioration des modèles EF*

Une autre facette des modèles EF est de s'assurer de la confiance que l'on peut donner aux résultats obtenus. Dans cette optique de nombreuses études ont portées sur la méthode de modélisation du genou.

Par exemple, les géométries des composants du genou pour les modèles des études vues ci-dessus ont été récupérées par segmentation sur images médicales de sujets sains. L'étude de Donahue *et al.*, vise à créer un modèle plus précis en utilisant une méthode destructive sur un genou cadavérique afin d'avoir une géométrie plus précise des os, cartilages et ménisques [Donahue, 2002]. Pour cela un scanner laser 3D a été utilisé sur un genou désarticulé. Dans un premier temps les tissus mous autres que les ménisques ont été enlevés afin de scanner le complexe tibia/ ménisques, puis le plateau tibial a été scanné et enfin le cartilage a été retiré à l'aide d'une solution d'hypochlorite de sodium pour scanner l'os du tibia. Mais cette attention particulière à la géométrie des tissus mous n'est évidemment possible que dans le cas d'une étude sur genou cadavérique.

D'autres modèles étudient l'influence des techniques de modélisations de certains composants du genou. Le modèle créé par Halonen *et al.*, par exemple, confronte cinq méthodes de modélisation du cartilage, plus ou moins complexe, et la qualité avec laquelle elles représentent la physiologie du cartilage [Halonen, 2013]. Cette étude se focalise sur les propriétés matériaux utilisés pour le cartilage tout en gardant une géométrie constante sur les différentes simulations. Une approche comparable peut être observée dans l'étude menée par Kiapour *et al.*, qui se focalise sur la modélisation des ligaments. Cette étude compare deux techniques utilisées pour modéliser les ligaments : avec la géométrie 3D du ligament ou en les remplaçant par des éléments poutres [Kiapour, 2014]. Ces types d'étude permettent d'avoir une meilleure compréhension des simplifications qui sont faites lors de la création d'un modèle EF et de l'implication qu'elles peuvent avoir sur les résultats des simulations subséquentes.

Enfin une dernière approche qui peut être effectuée afin d'améliorer un modèle EF est de regarder l'influence d'un composant du genou qui n'est pas usuellement modélisé. Le cas de l'étude portée par Liu *et al.*, illustrée Figure I.13 porte sur l'influence des plicae sur le mouvement du genou et l'érosion qu'elle peut provoquer sur les cartilages [Liu, 2013]. Une plicae est un repli de la capsule synoviale qui n'est pas systématique. La capsule synoviale n'intervenant que peu dans l'articulation fémoro-tibiale, elle n'est que peu représentée dans les modèles, et par conséquent les plicae aussi. Cependant selon le mouvement modélisé il peut être important de le considérer.

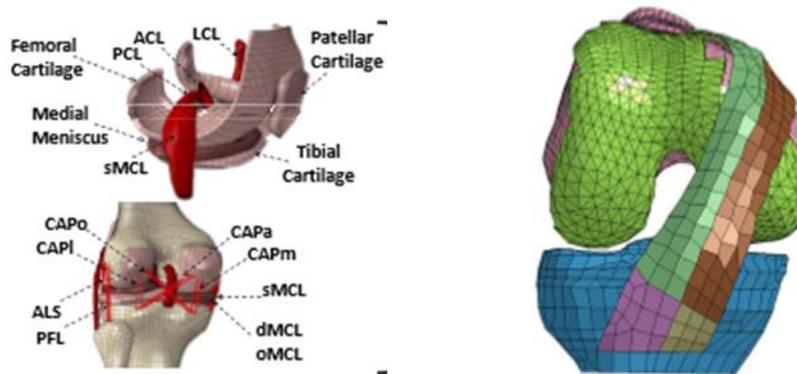


Figure I.13 : Etudes sur la modélisation des ligaments et du plicae (D'après [Kiapour, 2014], [Liu, 2013]).

I.3.c. Modèles pathologiques

Le principal intérêt de l'étude d'une articulation est de pouvoir ensuite comprendre les pathologies à lesquelles elle est sujette et de pouvoir optimiser leurs traitements. Pour cela il y a autant de modèles de genoux pathologiques que de genoux sains. Nous allons voir ci-dessous quel peuvent être les buts de tels modèles.

- *Modèle de pathologie*

Une des premières utilités des modèles EF est de pouvoir modéliser une pathologie à partir d'un modèle sain. Une telle approche est utilisée dans l'étude de Peña *et al.* [Peña, 2005]. Ici le modèle sain a été altéré afin de représenter une déchirure méniscale. Ces altérations sont illustrées Figure I.14. A nouveau le modèle est descriptif, le but est d'étudier la gravité des différents types de déchirure méniscale, avec des positions ou des tailles différentes, et leur évolution. Le modèle EF permet une étude de la pathologie afin de prédire son influence sur l'articulation. Ici l'étude se focalise sur l'influence d'une déchirure méniscale, si elle risque de développer des pathologies du cartilage, et l'apport possible d'une méniscectomie (traitement courant d'une sévère déchirure méniscale). Pour cela les différentes simulations visent à comparer les différences de champs de pression selon les différentes conditions d'une déchirure méniscale.

Les modèles EF peuvent aussi permettre de déterminer les conditions menant à une blessure. Une étude menée par Orsi *et al.* explore les conditions menant à une rupture

du LCA, en particulier les mouvements du genou y participant [Orsi, 2016]. Le modèle EF permet ici de pousser un même genou à la blessure suivant des mouvements différents, autorisant ainsi de recenser les amplitudes de rupture et de comparer la dangerosité relative des mouvements. Par ailleurs, avec une modélisation de l'ACL détaillée, cette étude donne une prévision des faisceaux de l'ACL les plus susceptibles de rompre en fonction du mouvement sollicitant l'articulation.



Figure I.14 : Altération d'un modèle de genou sain par simulation d'une déchirure méniscale (D'après Peña).

- *Sensibilité*

Les modèles EF permettent de contrôler les modifications qui leur sont apportés. Ceci est particulièrement important dans le cas des modèles pathologiques. En modifiant une unique caractéristique du modèle on peut en observer la sensibilité. Par exemple la position d'une prothèse relative à l'os sur lequel elle est fixée est étudiée par Liau *et al.* [Liau, 2002]. Pour étudier l'influence du mal-alignement d'une prothèse, des conditions aux limites comparables sont appliquées à des prothèses totales du genou dont une partie a été légèrement déplacée (en translation ou rotation). Les zones de pression résultantes sur le polyéthylène de la prothèse sont différentes et peuvent mener à une usure prématurée de la prothèse. Une telle étude peut mettre en évidence les mouvements pour lesquels ces modifications de pression sont les plus importantes. Par la suite on pourra indiquer au chirurgien quels positionnements doivent recevoir une attention particulière, ou encore créer une prothèse moins sensible à une usure due à de tels mal-alignements.

Un autre exemple d'une étude sur une unique dimension du modèle est illustré par Oh *et al.* [Oh, 2014]. Le but de ce modèle est de prédire l'influence qu'aura la taille de l'insert de la prothèse totale sur la distribution des tensions entre les deux ligaments latéraux et la répartition des forces de contact entre les deux condyles, dans le but final de choisir la plus adaptée.

- *Etude sur l'arthroplastie*

Des modèles sont utilisés afin d'étudier les traitements actuellement utilisés. Une étude menée par Park *et al.* se focalise sur l'effet d'une arthroplastie totale du genou sur les ligaments latéraux [Park, 2015]. Cette étude montre une corrélation entre une élongation des ligaments après une arthroplastie et une perte de flexion maximale du genou. Ceci démontre que les techniques actuelles d'arthroplastie peuvent être améliorées, potentiellement en gérant l'équilibre des ligaments dans une position plus fléchie qu'elle ne l'est actuellement.

Enfin des modèles peuvent donner de nouveaux outils au développement des traitements. Des études menées par Godest *et al.* et Halloran *et al.* modélisent les simulateurs de marche *Stanmore gait simulator* et *Purdue gait simulator* [Godest, 2002], [Halloran, 2005]. Ces simulateurs de marche servent à tester les prothèses totales de genou dans des conditions aussi proches de la démarche physiologique que possible. Modéliser une prothèse existante permet de valider les résultats obtenus. La méthode peut ensuite être utilisée pour développer de nouveaux prototypes de prothèse totale, ou simplement de s'assurer la validation du modèle prothétique afin de l'incorporer à un modèle patient dépendant.

I.3.d. Propriétés matériaux émergentes pour la modélisation par EF

La Table I.1 recense les différentes propriétés matériaux utilisées dans les modèles EF du genou étudiés pour l'état de l'art.

On remarque que dans la majorité des cas les ligaments sont modélisés avec des propriétés matériaux non linéaires, spécifiquement hyper-élastiques dans quelques études où la loi de comportement est précisée. Par ailleurs si le modèle n'est pas focalisé exclusivement sur les ligaments ils sont représentés par des éléments uniaxiaux afin d'alléger le modèle.

Les os étant beaucoup plus rigides que le reste des tissus de l'articulation ils sont majoritairement modélisés par leur surface extérieure avec des propriétés de « *corps rigide* ». Cela veut dire que la surface est totalement indéformable dans le modèle, et toutes les sollicitations subies par l'os sont calculés en un point de référence.

Les cartilages sont des tissus poroviscoélastiques. Cependant la plupart des analyses sont statiques ou quasi-statiques, aussi la viscosité et la porosité n'ont pas d'impact dans les modèles. Ainsi dans la majorité des cas les cartilages sont modélisés

en tant que matériau isotrope. Le module d'Young varie entre 10 et 20 MPa et le coefficient de Poisson entre 0,4 et 0,5.

Ce sont les ménisques qui sont les moins constants entre les différents modèles. Les modèles se focalisant sur les ménisques les représentent avec des propriétés matériaux complexes afin de s'approcher de leur comportement physiologique, d'autres modèles ne les modélisent pas afin d'alléger le modèle. Ils sont cependant toujours modélisés avec des propriétés matériaux élastiques linéaires, en tant que phase isotrope ou isotrope transversalement.

Table I.1 : Propriétés matériaux émergentes de la littérature pour la modélisation EF du genou.

Référence	Ligaments	Cartilages	menisques	Os
[Adoumi 2012]	Ressort non linéaire	Composite dépendant de la profondeur: E = 10-18 Mpa, $\nu = 0,49$	EL : E = 10 MPa, $\nu = 0,45$	CR
[Adoumi 2012] (modèle référence)	Elément uniaxial non linéaire	EL : E = 10 MPa, $\nu = 0,45$	EL : E = 10 MPa, $\nu = 0,45$	CR
[Donahue 2002]	Elément uniaxial non linéaire	EL : E = 15 MPa, $\nu = 0,475$	EL isotropique transversalement: E= 20 MPa, $\nu = 0,2$ (plan) & E= 140 MPa, $\nu = 0,3$ (hors plan)	EL
[Halonen 2013]	*NA*	Matériau poroviscoélastique renforcé par des fibrilles	EL isotropique transversalement: E= 20 MPa, $\nu = 0,2$ (plan) & E= 140 MPa, $\nu = 0,3$ (hors plan)	CR
[Kiapour 2014]	HE, modèle HGO	EL	EL : E = 10 MPa, $\nu = 0,45$	EL
[Kwon 2014]	HE	EL : E = 20 MPa, $\nu = 0,46$	EL : E = 59 MPa, $\nu = 0,49$	CR
[Liu 2013]	*NA*	EL : E = 20 MPa, $\nu = 0,4$	*NA*	EL
[Marouane 2015-16]	Elément uniaxial non linéaire	Composite dépendant de la profondeur	Composite dépendant de la profondeur	CR
[Oh 2014]	Elément uniaxial non linéaire	*NA*	*NA*	CR
[Orsi 2016]	Elément uniaxial non linéaire	EL : E = 15 MPa, $\nu = 0,45$	EL isotropique transversalement: E= 20 MPa, $\nu = 0,2$ (plan) & E= 140 MPa, $\nu = 0,3$ (hors plan)	CR
[Peña 2005-06]	HE, données W&G	EL : E = 5 MPa, $\nu = 0,46$	EL : E = 59 MPa, $\nu = 0,49$	CR
[Ramani 2005]	HE, modèle Pioletti	EL : E = 12 MPa, $\nu = 0,45$	*NA*	CR
[Suggs 2003]	Elément uniaxial non linéaire	EL : E = 5 MPa, $\nu = 0,5$	Résistance équivalente de type ressort	CR
[Yao 2006]	*NA*	EL : E = 12 MPa, $\nu = 0,45$	EL isotropique transversalement: E= 27,5 MPa, $\nu = 0,1$ (plan) & E= 125 MPa, $\nu = 0,33$ (hors plan)	CR
[Zhong 2001]	EL : E = 338 Mpa	*NA*	*NA*	CR

CR : Corps rigide

HE : Hyper-élastique

EL : Élastique Linéaire

En quelques mots :

- ***Le genou est une articulation très étudiée :***
 - ***Pour l'analyse de son mouvement complexe, par des méthodes directes ou indirectes.***
 - ***Pour l'analyse des sollicitations quotidiennes de l'articulation avec des modèles descriptifs ou des modèles cherchant à améliorer la physiologie de la modélisation.***
 - ***Pour l'analyse d'une pathologie ou des conséquences d'une action thérapeutique.***

I.4. Problématique et objectifs

L'état des connaissances actuelles concernant la prédiction de l'effet de traitements sur l'articulation du genou soulève de nombreuses problématiques, autant d'un point de vue clinique que de l'ingénierie. Cette difficulté est accrue si l'on s'intéresse à l'arthrose, qui est une maladie qui évolue sur des temps longs, et dont l'origine peut être variée.

Le cadre général de la thèse est un programme de recherche visant à travailler au niveau global sur l'arthrose du genou. Son originalité principale consiste à mélanger les compétences médicales et techniques pour l'amélioration des soins physiques (en particulier par orthèses) ou chirurgicaux (arthroplastie totale ou partielle du genou). Un objectif de ce programme de recherche est la mise en place d'un outil prédictif couplant modélisation mécanique et biochimique dans le cadre unifié de la mécanobiologie permettant de déterminer l'efficacité d'un traitement ou d'en anticiper les effets secondaires, dans le cadre de stratégies de traitement associant différentes modalités. Un tel outil pourrait avoir un intérêt certain dans la compréhension de l'évolution du genou arthrosique, mais aussi dans ses applications : les concepteurs de dispositifs médicaux disposeraient d'un moyen de conception et d'optimisation de leurs produits ; les praticiens pourraient anticiper des stratégies de traitement adaptées à chaque patient.

Cependant, un tel outil nécessite bien des étapes :

- (i) Une revue de la littérature montre le lien entre la géométrie du genou et les pressions générées sur le plateau tibial. Cependant, les méthodes d'investigation ne sont pas systématisées et concernent parfois seulement des genoux cadavériques. Il est donc nécessaire de développer des stratégies plus systématiques, basées sur l'imagerie médicale, permettant une reconstruction géométrique précise du genou.
- (ii) Un modèle éléments finis restituant l'équilibre mécanique du genou pour différentes angulations représentatives des mouvements de la vie quotidienne afin de déterminer les zones et les niveaux de chargement subis par les différents tissus mous (cartilages, ligaments, ménisques).
- (iii) La mise en mouvement de ce modèle par la modélisation des contractions musculaires et l'incorporation des effets dynamiques. La difficulté principale réside alors dans la description suffisamment réaliste de ces contractions pour ne pas voir apparaître des sur-contraintes non physiologiques dans les tissus mous - et en particulier dans les cartilages.
- (iv) La prise en compte des effets de couplages mécanobiologiques avec le développement de l'arthrose et la modification des tissus osseux, cartilagineux et musculaires dans la zone affectée. Un tel modèle reste à écrire complètement et à valider par un suivi longitudinal de patients.

Par ailleurs, des modèles spécifiques pour des dispositifs médicaux pourraient être envisagés, pour les orthèses par exemple [Pierrat 2013] mais aussi pour les prothèses.

Le présent travail se concentrera sur les points (i) et (ii) évoqués précédemment, tout en gardant à l'esprit la nécessité d'une solution suffisamment robuste pour que les autres points puissent en tirer profit et la plus intégrée possible entre imagerie médicale et modélisation mécanique. Il s'agira donc de proposer une démarche patient-spécifique de construction et d'exploitation d'un modèle géométrique puis mécanique en vue d'une utilisation ultérieure dans le cadre de traitements de l'arthrose. Ce modèle permettra de simuler géométriquement la montée d'une marche d'escalier. Cette modélisation ne représentera pas exactement la mécanique de l'articulation lors d'une montée de marche d'escalier car la réponse musculaire ne sera pas prise en compte à ce stade. La cinématique du genou étant complexe, le modèle mécanique devra être validé par une confrontation aux images physiologiques.

Par conséquent, après une rapide introduction, puis une revue des travaux les plus significatifs (**Chapitre I**), ce manuscrit présentera les méthodes d'imagerie nécessaires à la construction d'un modèle géométrique du genou (**Chapitre II**) ; une séquence d'imagerie IRM a dû être adaptée afin de faciliter la segmentation des tissus mous ; ensuite, l'exploitation mécanique nécessite un lissage des surfaces segmentées sans pour autant perdre la forme ni le volume des différents éléments. Une IRM conventionnelle ne permet pas d'imager dans différentes positions avec des conditions suffisantes de représentativité : pour reproduire la géométrie du genou lors de la montée d'une marche, il faut donc utiliser une autre modalité d'imagerie ; l'imagerie par rayons X à bas niveau d'irradiation EOS est bien adaptée à cette problématique, mais les structures internes du genou sont peu marquées. Le **Chapitre III** présente une méthodologie de fusion des informations IRM et EOS afin de reconstruire un genou avec toutes ses composantes dans différentes positions. Enfin, la reconstruction précédente donne des informations géométriques macroscopiques pertinentes, cependant cette reconstruction est insuffisante pour établir l'équilibre mécanique du genou ; en particulier, un décalage très faible (1 mm i.e. 1 voxel approximativement) entre fémur et plateau tibial conduit à des variations de pression très grandes : la force transmise par l'articulation est de 10 à 20 fois plus élevée que celle attendue. Pour avoir des valeurs réalistes il est nécessaire d'établir l'équilibre mécanique du genou (**Chapitre IV**). Finalement, le modèle mécanique peut être validé de deux manières : (1) la géométrie globale du genou après équilibre mécanique est comparée à la position donnée l'imagerie (2) la bibliographie donne de nombreuses indications sur la cinématique du genou, en particulier, la position des zones de contact sur le plateau tibial en cours de mouvement semble être une information importante et discriminante permettant d'évaluer le modèle mécanique établi. Enfin, une conclusion générale permettra de repositionner ce travail dans le cadre du programme de recherche sur l'arthrose en rappelant les principaux résultats mais aussi les principales limitations et en présentant les perspectives possibles.

Chapitre II. **Création d'un modèle géométrique 3D du genou**

Introduction

L'objectif de ce chapitre est la création d'un modèle géométrique fidèle au genou du sujet, servant de base à la modélisation mécanique ultérieure. Comme ce modèle doit permettre de détailler les tensions dans les ligaments et la pression sur les cartilages, la modalité d'imagerie utilisée doit être suffisamment élaborée pour distinguer ces différents éléments. La forme des tissus osseux est importante car un écart même faible dans l'estimation de l'interligne de contact influence directement la pression générée. La modalité d'imagerie retenue est l'imagerie par résonance magnétique (IRM), très bien adaptée à la visualisation des tissus mous. Un protocole d'acquisition a été mis en place. Plusieurs séquences d'images volumiques IRM ont été optimisées afin de mettre en évidence de manière différente les éléments constituant le genou. Cependant les images étant réalisées de manière indépendantes et à différents instants, il est nécessaire de les ré-échantillonner et les recalcr entre elles avant de procéder à la segmentation. Le résultat de la segmentation ne peut pas être utilisé directement dans un calcul mécanique. Ce résultat est bruité, ce qui conduirait à des concentrations de contraintes ou des surfaces de contact partiel difficiles à résoudre. Un lissage de la géométrie segmentée s'avère nécessaire. Une attention particulière est portée à cette étape qui, si elle est mal maîtrisée, peut conduire à des variations de volume ou de forme.

Ce chapitre décrit le processus de construction du modèle géométrique du genou, de l'acquisition des données brutes qui serviront de support à l'étude à la création du modèle avec une attention particulière apportée à la conservation de la spécificité de la géométrie du sujet. Il se divise en 5 parties, l'acquisition des données IRM à proprement dites, le premier recalage effectué entre les différentes séquences d'IRM, la segmentation de ces dernières afin d'obtenir un modèle géométrique de l'articulation du sujet, une étude sur les méthodes de lissage, étape nécessaire lors de la création du modèle, et enfin le maillage de ce modèle afin d'obtenir un modèle éléments finis patient-spécifique qui sera utilisé pour l'analyse biomécanique.

II.1. Acquisition des données

La première étape pour créer le modèle éléments finis est l'acquisition des données qui serviront de base. Pour cela il faut pouvoir observer et différencier les principaux constituants du genou qui participent à son équilibre mécanique. La technique utilisée ici est l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) [Railhac, 2003].

La première série d'acquisitions, par IRM, a pour but d'obtenir les différentes structures du genou droit du sujet. Afin d'obtenir une bonne précision sur les différents composants de l'articulation, le sujet a dû passer trois IRM à différentes séquences :

- La première en Echo de SPIN pour les tendons et les ligaments croisés.
- La seconde en Echo de SPIN avec saturation du gras (FAT SAT) pour les cartilages, les ligaments latéraux et les ménisques.
- Enfin la dernière en Echo de gradient T1 pour les os.

La zone d'acquisition est de 40 cm centrée autour de l'articulation. Les trois acquisitions ont été effectuées successivement afin de limiter au maximum les changements de position entre les images. La Figure II.1 montre des images extraites de ces IRM prises avec différentes séquences. Toutes ces images ont été prises avec l'IRM 3 Tesla du CHRU de Brest.



Figure II.1 : Différentes séquences d'acquisition IRM (3 Tesla). (a) écho de SPIN (b) écho de SPIN avec saturation du gras (c) écho de gradient T1.

Sur ces images on peut questionner le choix de l'acquisition en Echo de gradient T1 (c) pour la segmentation des os. Cet exemple permet de clarifier la différence entre la perception de l'œil et la segmentation par ordinateur. A l'œil nu l'os paraît plus simple

à différencier sur l'acquisition en Echo de SPIN (a), cependant on peut noter que sur cette acquisition l'os cortical en surface et l'os trabéculaire sont différenciés. Cette différenciation n'est pas nécessaire lors de la segmentation car le modèle éléments finis modélisera l'os dans son ensemble. Par contre sur l'acquisition en Echo de SPIN la limite entre l'os cortical et le cartilage est moins marquée, rendant la segmentation de l'os moins précise. Par ailleurs il semble y avoir peu de différences entre l'acquisition en Echo de SPIN avec FAT SAT (b) et l'acquisition en Echo de gradient T1 (c), en réalité la saturation du signal du liquide synovial crée des artéfacts sur l'os rendant parfois sa limite avec le cartilage floue.

Des modalités différentes impliquent des réglages différents de la machine afin d'obtenir la meilleure qualité possible pour chacune. Ainsi, bien que les données de sortie concordent pour les trois images, elles ne sont pas comparables point par point. Notamment à cause de la taille des voxels ou des zones d'acquisition différentes. En prévision d'un inévitable recalage entre les trois jeux de données, quatre marqueurs ont été placés sur la peau du sujet. Ces quatre marqueurs consistent en quatre pastilles visibles sur les trois acquisitions. Ces marqueurs ont été scotchés sur des points caractéristiques de la peau du sujet (ici des nævus mélanocytaires, ou grains de beauté) afin de pouvoir retrouver leur position exacte lors d'une éventuelle nouvelle prise d'image. La Figure II.2 schématise le positionnement des marqueurs.

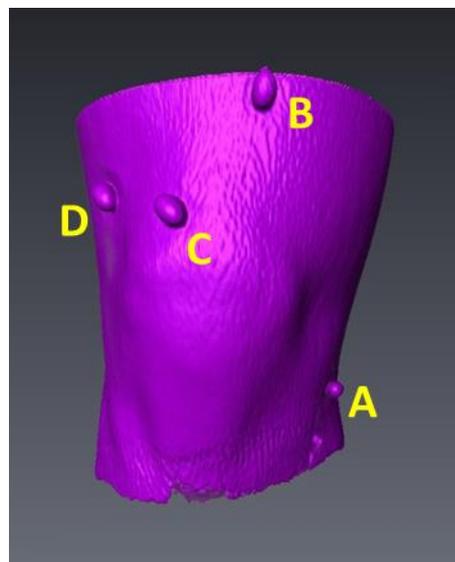


Figure II.2 : Appellation et placement des marqueurs sur le genou du sujet.

Les images obtenues sont d'excellente qualité, outre un léger phénomène d'assombrissement observable sur la partie inférieure de l'articulation, qui s'avérera contraignant pour la segmentation mais pas dommageable.

Des images ont aussi été prises avec une IRM 1,5 Tesla (la plus répandue dans le milieu hospitalier). Cependant les données obtenues ne suffisent pas à une segmentation aisée et suffisamment fine de la totalité des structures du genou. Pour chaque instance, les images sont granuleuses et ont peu de contraste. Des images tirées de telles acquisitions sont montrées Figure II.3. Pour les objectifs de cette étude la puissance de l'IRM 3 Tesla est nécessaire.



Figure II.3 : Images prises avec une IRM 1,5 Tesla.

En quelques mots :

- *L'acquisition par IRM permet d'obtenir les données sur lesquelles créer le modèle géométrique.*
- *3 modalités différentes sont utilisées afin d'obtenir les différents composants du genou.*
- *L'acquisition doit être effectuée par IRM 3 Tesla pour obtenir le contraste nécessaire à la segmentation.*

II.2. Recalage des différentes séquences

Les volumes IRM du genou ont été acquis sous trois séquences différentes afin de récupérer la totalité des composants majeurs de l'articulation. Cependant afin d'obtenir la meilleure qualité possible pour chacune de ces modalités, les réglages de l'IRM étaient différents. En particulier, les tailles des données de sortie, les zones d'acquisitions et enfin la taille des voxels n'était pas constantes entre les différentes séquences. La Table II.1 recense le détail de ces différences. Pour rappel les images IRM sont acquises en tant que coupes avec une certaine résolution. Dans cette étude on nomme voxel le volume créé par le pixel d'une coupe IRM auquel on attribue la distance entre deux coupes successives. Par ailleurs, la résolution de l'IRM étant de l'ordre de 0,5 mm, il se peut que le sujet ait légèrement bougé entre les acquisitions (qui prenaient chacune environ 3 minutes). Pour cela les données des différentes séquences IRM ont dû être recalées entre elles.

Table II.1 : Caractéristiques des différentes images IRM au cours du recalage.

	Echo de SPIN	Echo de SPIN avec FAT SAT	Echo de gradient T1
Taille voxel (mm)	0,6x0,6x0,3	0,6x0,6x0,3	0,8x0,8x0,4
Taille tableau données brutes (vx)	720x720x528	784x784x528	528x528x395
Taille zone d'acquisition réelle (vx)	720x576x472	784x596x476	528x400x357
Taille zone d'acquisition après sous échantillonnage (vx)	540x432x354	588x447x357	528x400x357
Taille zone d'acquisition finale (vx)	500x400x357	500x400x357	500x400x357
Taille voxel finale (mm)	0,8x0,8x0,4	0,8x0,8x0,4	0,8x0,8x0,4

Cependant ce premier recalage est très contraint. Étant donné que l'on travaille sur des tableaux de données brutes, on peut transformer les images en utilisant des transformations affines mais pas de rotations. En pratique cela se traduit par un recadrage des données brutes obtenues autour de la zone utile de l'image et un sous échantillonnage des données les plus détaillées. Ces deux transformations ont été effectuées à l'aide du logiciel ImageJ [Schindelin, 2015].

La première phase de travail a été de recadrer les zones d'acquisitions. En effet, la taille totale des données de sortie est prédéfinie, et suivant les réglages demandés la zone d'acquisition effective occupe plus ou moins d'espace sur les tableaux de données de sortie. Simplement, en saturant à l'excès les images on voit clairement les limites de l'image : les zones sans données pour les voxels ont une intensité constante à 0, alors que dans les zones d'acquisition de vide il y a un bruit. Pour les IRM, on considère comme du vide les intensités entre 0 et 10 sur 255 (maximum de la dynamique d'une image 8 bits) comme on peut l'observer sur la Figure II.4. L'image est saturée au-dessus d'une intensité de 6 sur 255, le genou a été surligné pour plus de clarté. Le travail de recadrage consiste à rogner les zones en dehors de l'acquisition et les coupes sagittales composées uniquement de bruit. Ce premier recadrage donne les zones d'acquisition réelles des données.

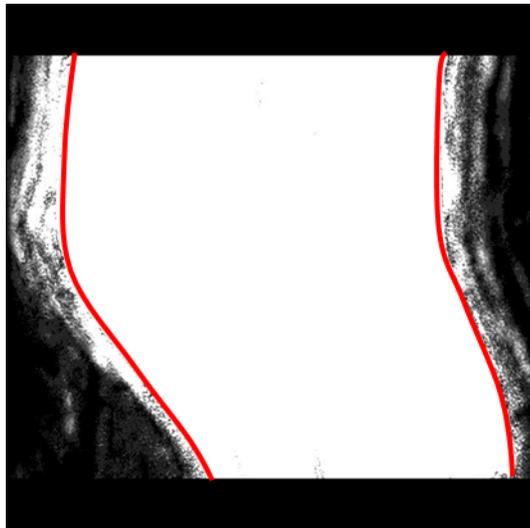


Figure II.4 : Illustration du bruit et de la zone d'acquisition de l'IRM.

L'étape suivante est de sous échantillonner les modalités en Echo de Spin, avec et sans saturation du gras, afin d'avoir la même qualité de détail entre les trois modalités. Ce sous échantillonnage a été effectué avec un algorithme bilinéaire. Cette opération permet d'obtenir des tailles de voxel identique ($0,8 \times 0,8 \times 0,4 \text{ mm}^3$) entre chaque séquences.

Comme nous l'avons vu précédemment, des marqueurs visibles sur les trois modalités ont été disposés en prévision de ce recalage. La Figure II.2 (p. 45) indique leur position et leur appellation (nommés par ordonnée z croissante). La dernière étape de ce recalage consiste à recadrer les images sur une origine commune. Pour cette origine le marqueur C est choisi. De par leur disposition, les marqueurs B et C sont les

plus discernables des quatre marqueurs, les marqueurs A et D se confondant avec la peau sur une de leurs extrémités en vue sagittale. Le marqueur C est préféré au B : ce dernier étant à la limite de la zone d'acquisition, il est légèrement moins visible, notamment sur l'acquisition en gradient de T1. Finalement les différentes images sont recoupées pour ne conserver que la zone d'acquisition commune. Cette action correspond à une translation de l'image d'une distance de 6 voxels en moyenne. La dimension finale des IRM du sujet est de 500x400x357 voxels.

Les marqueurs restants permettent de s'assurer de la qualité du recalage. La Table II.2 détaille les différences de position en voxel des différents marqueurs pour les trois modalités d'acquisition par rapport à leur position moyenne sur les trois modalités. Par construction, on retrouve bien une erreur nulle pour le marqueur C. En général les résultats sont excellents, chaque marqueur étant à moins d'un voxel de la position moyenne pour les trois modalités. L'erreur moyenne totale donnée par les trois marqueurs est de 0,46 voxel, ce qui correspond à une distance de 528 μm de la position moyenne sur les trois modalités. Une telle précision étant de l'ordre de celle du choix de la position des marqueurs par l'utilisateur, un meilleur recalage des images IRM ne peut être espéré. Cependant il faut garder à l'esprit que les différences de position entre marqueurs sont atténuées par leur position relative à la zone d'acquisition. En effet on peut noter qu'ils sont concentrés dans la zone antéro-supérieur des images. Un marqueur plus éloigné aurait pu souligner une imprécision du recalage. Le positionnement des marqueurs actuels était nécessaire afin d'assurer la répétabilité du marquage : à la fois due aux points les plus remarquables de la peau du sujet et afin d'assurer leur stabilité lors des déplacements vers la machine ou lors du placement de l'antenne autour du genou. Une autre limite de cette évaluation de qualité du recalage est la faible quantité de marqueurs, encore une fois limitée par la qualité recherchée. Malgré tout il faut noter que cet ensemble de 4 marqueurs est suffisant afin de construire un repère dans l'espace dans lequel recalcr les trois modalités IRM. Le fait que ce repère concorde dans les trois modalités permet d'être confiant dans la qualité du recalage. La Figure II.5 montre trois exemples d'images construites à partir des trois séquences recalées. À chacune a été attribué une couleur : rouge pour celle en écho de Spin, vert pour celle en écho de Spin avec saturation du gras et bleu pour celle en écho de gradient T1.

Table II.2 : Détail de l'erreur de positionnement des marqueurs après recalage.

Erreur recalage (vx)	Echo de SPIN			Echo de SPIN - FAT SAT			Echo de gradient T1			Err. moy. par marqueur (vx)
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	
pastille A	-0,17	0,17	1,00	-0,17	-0,33	-1,00	0,33	0,17	0,00	0,37
pastille B	-0,50	0,67	-0,17	-0,50	0,17	-0,17	1,00	-0,83	0,33	0,48
pastille C	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
pastille D	-0,83	0,50	1,00	0,17	0,00	0,00	0,67	-0,50	-1,00	0,52
		ϵ \in [0 ; 0,5]					err. moy. totale (vx)			0,46
		ϵ \in]0,5 ; 1[err. moy. totale (mm)			0,53
		ϵ \geq 1								

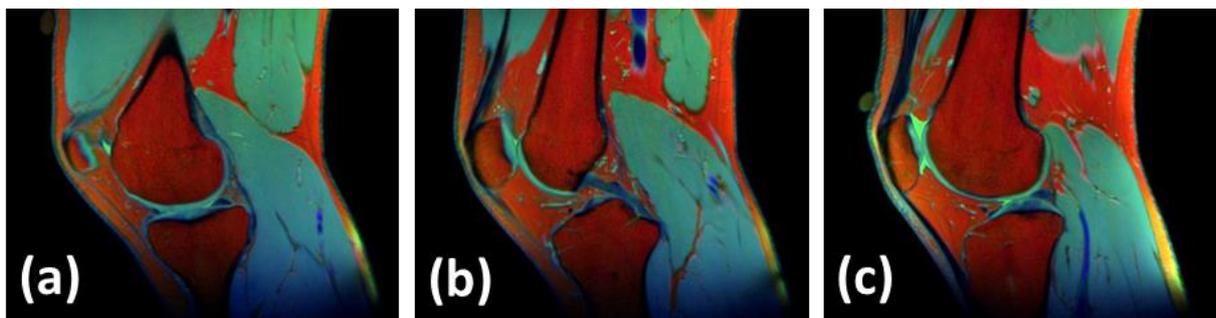


Figure II.5 : Combinaison des trois séquences recalées (R : écho de Spin, G : écho de Spin avec saturation du gras, B : écho de gradient T1). Coupe sagittale du genou avec visualisation (a) des condyles internes, (b) du LCP, (c) des condyles externes.

En quelques mots :

- Les données des différentes modalités IRM sont de tailles différentes, elles doivent être recalées.
- Les données les plus détaillées doivent être recadrées et sous échantillonnées.
- L'estimation de l'erreur de recalage par les marqueurs visibles sur les trois modalités donne une erreur moyenne totale de 528 μm .

II.3. Segmentation du genou

L'étape suivante dans la création du modèle est d'extraire les différentes structures anatomiques d'intérêt du sujet à partir des volumes de données brutes, et de les transformer en un objet qui pourra être manipulé par la suite : passer du milieu continu qui est le corps humain à un assemblage de pièces mécaniques. Pour cela le genou du sujet va être segmenté entre ses différentes structures, chacune définie par leur surface limite. Cette segmentation a été effectuée principalement manuellement à l'aide du logiciel Avizo® (v.8.0.0, FEI, Hillsboro, United States).

Les images 3D obtenues par IRM ont été exportées sous forme d'un empilement de coupes sagittales 2D. Le logiciel Avizo® permet de recalculer les piles d'images afin d'obtenir les vues dans les plans frontal et transverse. Cependant la taille des voxels ($0,8 \times 0,8 \times 0,4 \text{ mm}^3$) est telle que l'image est deux fois plus précise selon l'axe sagittal que selon les autres. Par conséquent une segmentation sur les coupes sagittales permet à l'utilisateur une visibilité plus fluide du volume à segmenter en passant d'une image à une autre, ainsi les images ont principalement été segmentées selon la coupe sagittale.

Durant l'opération de segmentation, le logiciel attribue une surface délimitant le volume constitué des voxels choisis pour un composant de l'articulation. Il faut garder à l'esprit que le point qui correspondra pour le logiciel au point de la surface n'est pas exactement sur la limite physiologique du composant : même avec une segmentation parfaite, la précision ne peut pas excéder la dimension d'un voxel de l'image segmentée. C'est une limite de la segmentation.

Afin de limiter au maximum l'influence de l'utilisateur lors de la segmentation, elle a été effectuée de la façon la plus automatique possible. Pour cela l'outil d'Avizo® principalement utilisé a été l'algorithme de croissance de la région. Cet outil permet à l'utilisateur de choisir un point source de l'image et un intervalle d'intensité. Le logiciel ajoutera à la pièce actuellement en segmentation toute la zone connexe, contenant le point choisi, dont l'intensité des points appartient à l'intervalle choisi. Cette technique permet aussi la semi-automatisation du processus de segmentation. Un exemple du fonctionnement de cet algorithme est présenté Figure II.6.

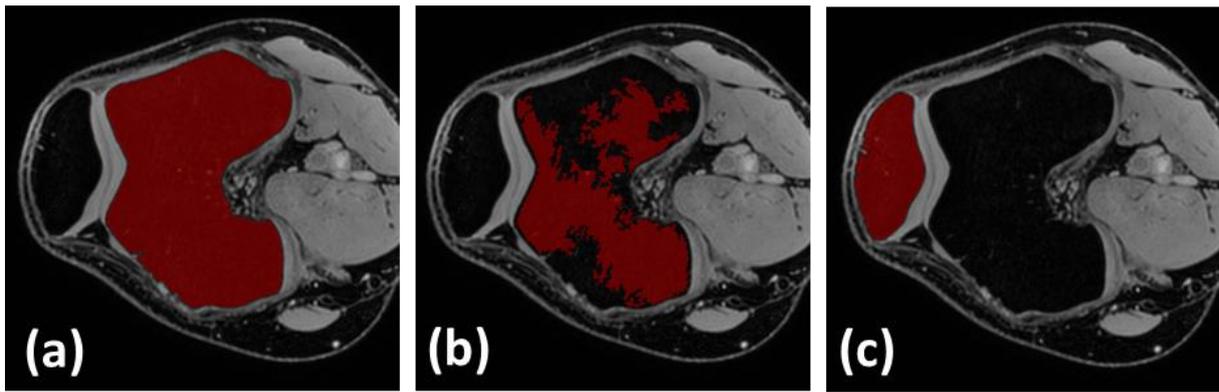


Figure II.6 : (a) Exemple de segmentation : point source centré sur les condyles fémoraux, intervalle d'intensité [0;20]. (b) Seuil différent : [0;6]. (c) Point source différent : centré sur la patella.

Autant que faire se peut chaque composant a été segmenté en modifiant le moins possible le seuil choisi.

Grâce au choix procuré par les trois modalités d'acquisition différentes, pour la majorité des images les structures anatomiques du genou étaient assez clairement définies pour rendre leur segmentation triviale. Cependant quelques obstacles ont empêché l'automatisation complète du processus.

L'obstacle le plus courant est le « lien par pixel unique ». Le corps humain est un milieu continu, et choisir l'intervalle définissant un composant à l'unité d'intensité près est laissé à l'appréciation du manipulateur. Dans la majorité des cas le contraste était assez clair entre le composant segmenté et son environnement pour que ce choix arbitraire reste mineur. Cependant dans de rares cas, un faible contraste permettait la création d'un chemin avec l'extérieur. Principalement lorsque la limite devenait fine entre deux parties du corps dont l'intensité était similaire sur l'image IRM. Il arrivait qu'à cause du bruit un voxel connecte deux composants visiblement différents : un exemple d'un tel lien est montré sur la Figure II.7. Un autre obstacle qui rentre dans cette même catégorie est l'insertion d'un vaisseau sanguin dans l'os. Concrètement sur certaines images le vaisseau sanguin peut servir de pont entre l'os et le reste du corps comme on peut l'observer sur la Figure II.7. Ces deux cas nécessitaient l'intervention de l'utilisateur afin d'établir une limite dans la recherche de la zone connexe représentant la structure segmentée.

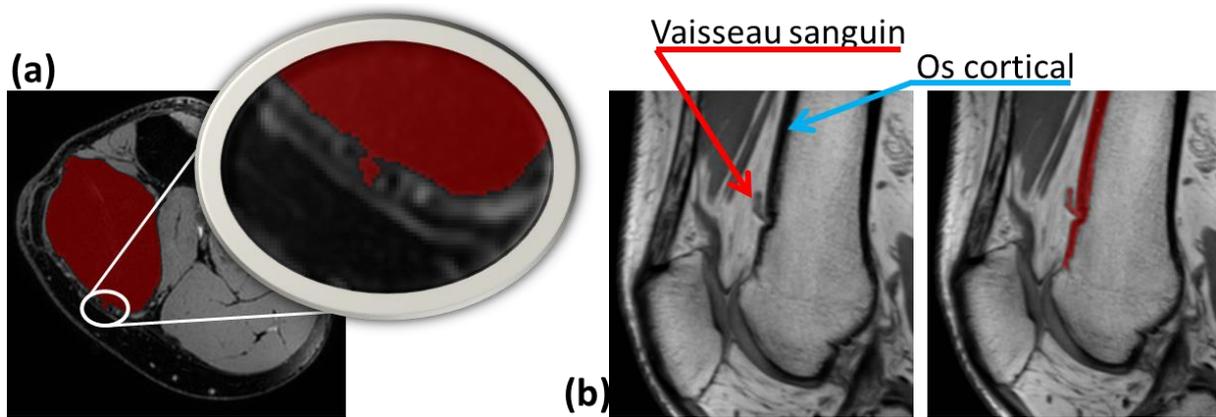


Figure II.7 : (a) Exemple avec zoom de deux zones connectées par le bruit d'un unique pixel. (b) Exemple d'une tentative de segmentation d'un os sur une image avec insertion de vaisseau sanguin.

Un second obstacle est l'assombrissement observable sur la partie inférieure des images IRM. Il est nettement observable Figure II.8. Cet assombrissement ne pose pas de problème pour discerner les structures du genou à l'œil nu. Cependant il impose d'ajuster constamment l'intervalle d'intensité définissant le composant du genou segmenté. Bien que rendant les limites des composants un peu plus floues cet assombrissement n'a pas été préjudiciable à la segmentation du genou. Cependant dans l'optique d'une automatisation du processus, ce sera une complication à ne pas négliger.

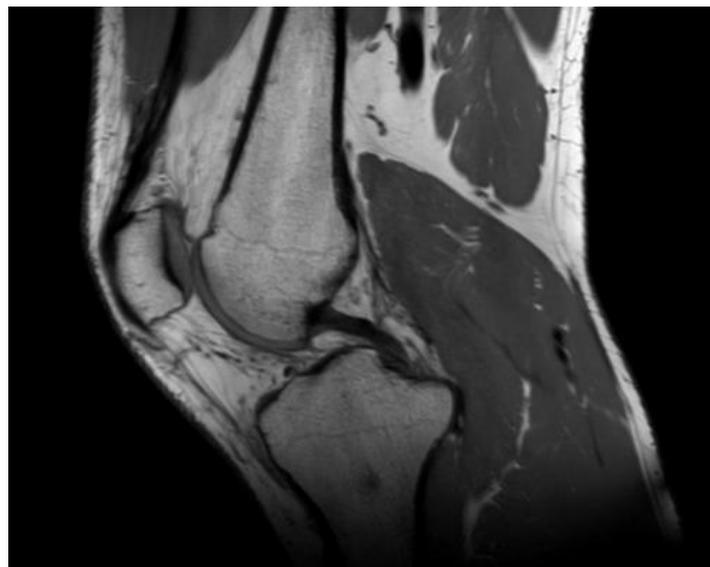


Figure II.8 : Assombrissement sur la partie inférieure de l'image.

Un obstacle majeur cependant explique la difficulté à automatiser le processus de segmentation : il vient des limites parfois subjectives entre les différentes structures anatomiques. Dans la plupart des cas cela peut être résolu en changeant l'image support de segmentation. La Figure II.9 montre un exemple d'un tel phénomène. Si on ne regarde que l'image en écho de SPIN (image (b)) il est difficile d'établir la limite entre l'os cortical du fémur et le LCP, alors que sur l'image en écho de gradient (image (a)) cette séparation est évidente. Etant donné que la segmentation ne permet pas d'attribuer un voxel à deux composants distincts, ce type d'obstacle devient simplement un problème de priorité. Dans cet exemple précis l'os sera segmenté en premier lieu sur l'image en écho de gradient, puis dans un deuxième temps le ligament sera segmenté sur l'image en écho de SPIN où il est plus visible.

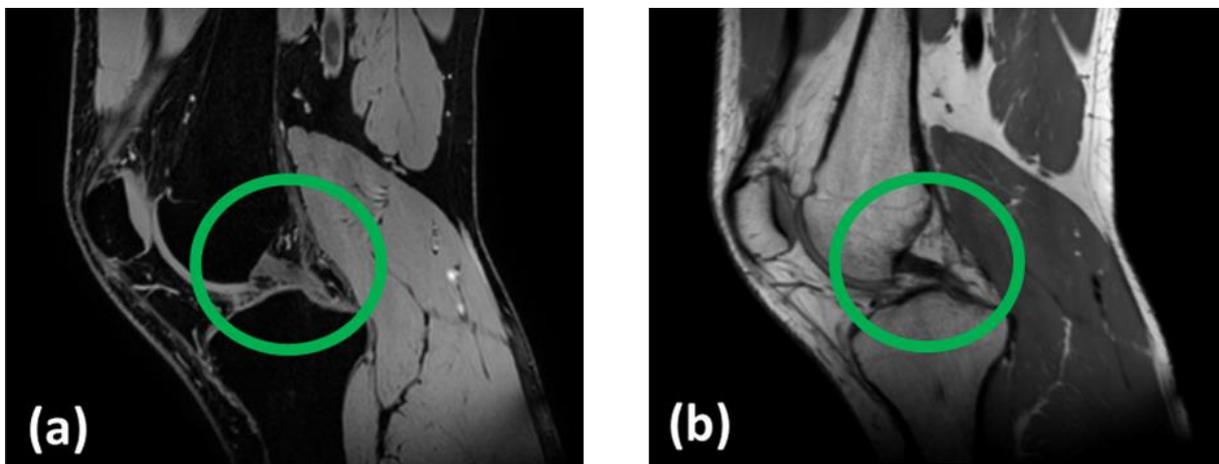


Figure II.9 : Exemple lors de la segmentation du LCP (entouré en vert). Le LCP est plus visible sur l'image (b), mais la frontière avec le fémur est plus nette sur l'image (a). Par conséquent il faut segmenter en premier le fémur sur (a) puis le LCP sur (b).

Cependant il arrive que la différence doive être faite entre deux structures semblables, ce cas se présente en particulier dans cette étude pour les limites entre les ligaments croisés (antérieur et postérieur) et les cartilages (patella/fémur et fémur/tibia, ce dernier en exemple Figure II.10). Dans un tel cas la technique précédente ne fonctionne pas : les composants étant semblables ils apparaissent de façon identique sur l'IRM, peu importe la modalité. Lors de telles occurrences le choix de la limite entre les deux composants devient subjectif de la part du manipulateur. Bien que la limite est le plus souvent visible à l'œil nu, elle n'est plus traçable au pixel près comme pour la majorité de la segmentation. Il faut noter que cette précision est bien au-delà de celle du modèle élément finis une fois qu'il sera terminé. Bien que contraignant pour le manipulateur qui doit faire la segmentation de telles limites manuellement image par image, l'erreur qu'il peut apporter à la segmentation restera

négligeable pour le modèle finis. Ce type d'obstacle ne deviendra primordial que dans l'optique d'une automatisation future du processus de création du modèle patient-spécifique.

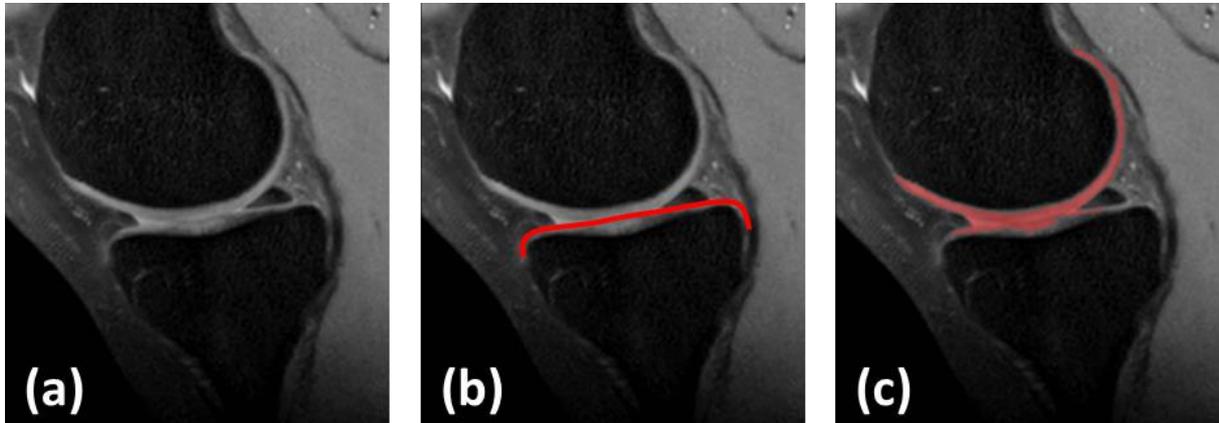


Figure II.10 : Exemple de segmentation du cartilage tibial. (a) Image de base. (b) Limite vue par l'œil humain. (c) Tentative de segmentation par seuillage.

Enfin la dernière difficulté rencontrée lors de la segmentation des IRM provient de la gestion du lissage des surfaces par le logiciel Avizo®. Le lissage est une étape nécessaire : la segmentation est effectuée plan par plan, de manière indépendante, sans tenir compte de la continuité de la surface segmentée dans l'espace. Au bruit de segmentation lié aux variations aléatoires de niveaux de gris dans un plan s'ajoute un bruit lié aux écarts aléatoires dans l'acquisition des différents plans. Il en résulte des surfaces segmentées annelées, ce qui n'a pas de sens physiologique et pourrait conduire à des artefacts dans l'analyse mécanique. Par conséquent, le logiciel fera toujours trois itérations de lissage de Laplace avec un coefficient de 0,6 par défaut. Cependant un tel lissage a pour effet de réduire le volume occupé par la surface lissée. Dans certains cas où le composant lissé était trop fin pour créer une surface après le lissage il était tout simplement supprimé. La Figure II.11 illustre un tel cas : l'attache du ménisque sur le tibia y est supprimée par morceau. Cette technique de lissage n'est pas adaptée dans ce cas et il est difficile de la contrôler à partir du logiciel. Ce lissage par défaut a été désactivé et une étude sur les techniques de lissage a été conduite afin de s'assurer de la qualité du modèle géométrique.

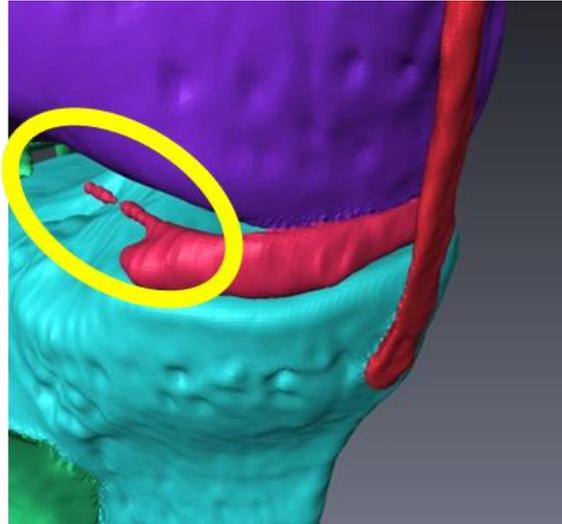


Figure II.11 : Exemple de suppression de surface segmentée au niveau de l'attache antérieure du ménisque interne causée par un volume trop faible après le lissage de Laplace automatique.

En quelques mots :

- *La méthode proposée est aussi automatique que possible par utilisation de l'algorithme de croissance de région.*
- *Une segmentation manuelle reste nécessaire pour certains composants du genou.*
- *Le processus reste opérateur-dépendant, en particulier pour la délimitation des cartilages.*

II.4. Lissage du modèle géométrique

Le modèle géométrique (la morphologie) ainsi obtenu par segmentation n'est pas adapté à un calcul par éléments finis. La précision du modèle assure l'aspect géométrique du patient-spécifique, cependant les rugosités peuvent générer des erreurs numériques. Par exemple lors de la gestion d'un contact entre deux surfaces, où deux phénomènes peuvent apparaître. Deux surfaces en contact trop rugueuses auront des zones de contact disséminées sur plusieurs sommets, qui surestimeront les contraintes subies aux endroits de contact. D'un autre côté si le glissement est permis entre les deux surfaces, les irrégularités risquent de provoquer des décollements partiels des surfaces de contact, ou d'un autre point de vue multiplier les recherches de mise en contact. Pour la suite le modèle va devoir être simplifié, que ce soit dans le comportement des différentes structures de l'articulation ou dans leurs relations entre elles, une géométrie si détaillée est superflue.

Pour cela deux étapes indispensables à la création du modèle sont le lissage et le maillage du modèle.

Le lissage va permettre de supprimer le bruit sur la position des nœuds du modèle et dans ce cas précis de supprimer les détails trop fins de la géométrie du modèle et ne garder que la topologie ayant une importance mécanique pour le calcul élément finis. Un exemple de détail inutile dans le cadre de cette étude est une concavité à la surface du tibia (Figure II.12). On peut voir sur l'IRM qu'elle est sûrement causée par un vaisseau sanguin qui vient irriguer l'os. Cependant lors du calcul une zone de concentration de contrainte risque de se créer autour de cette singularité topologique. Elle ne sera pas très importante et dans une zone qui n'intéressera pas lors de l'exploitation des résultats. Ce niveau de détail n'est pas nécessaire dans le cadre de l'étude et peut être supprimé par lissage afin de simplifier la géométrie.

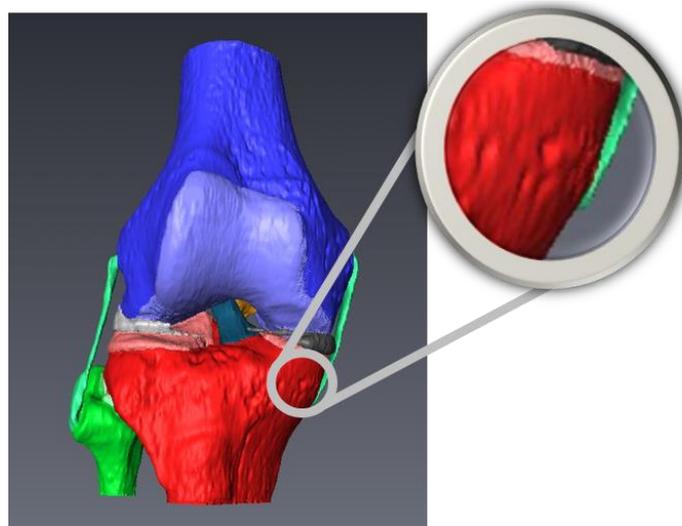


Figure II.12: Concavité à la surface du tibia due à l'insertion d'un vaisseau sanguin, risquant d'interférer dans les calculs.

Une autre facette importante du lissage apparaît pour le cas des cartilages. Lors de la segmentation nous avons pu voir qu'il était difficile de déterminer la limite entre les deux cartilages en vis-à-vis. Cette différenciation a été faite au mieux mais en regard de l'analyse éléments finis la qualité de la surface est primordiale. La moindre rugosité entre ces deux surfaces complexifiera grandement le calcul, entravant sa convergence et retardant d'autant sa complétion. De plus il faut noter que lisser les surfaces des cartilages se justifie physiologiquement : la fonction principale de ces structures anatomiques étant de faciliter le glissement de l'articulation, toute rugosité que nous pouvons observer à ce stade du modèle est très probablement due à une erreur précédente.

Cette opération va fatalement modifier le modèle. Toujours dans un souci de fidélité du modèle au sujet, une étude sur différentes techniques de lissage a été conduite afin de déterminer celle qui sera la plus adaptée à cette étude. L'objectif ici est de réduire le bruit causé par le système de mesure et la segmentation tout en conservant la géométrie générale du sujet.

II.4.a. Méthodes de lissage

L'étude s'est portée sur trois techniques de lissage. La méthode de Laplace, l'algorithme $\lambda | \mu$ et l'algorithme des classes de Humphrey.

- *Lissage de Laplace*

L'algorithme de Laplace est très simple : chaque point est déplacé en direction du barycentre de ses points voisins d'une fraction λ ($\in]0 ; 1]$) de la distance, comme illustré Figure II.13.

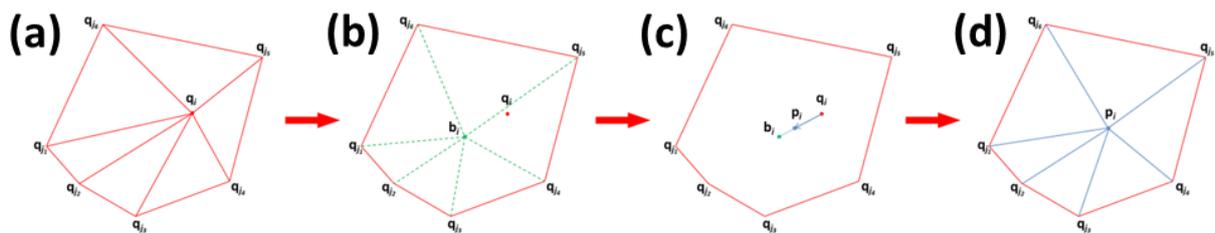


Figure II.13 : Etapes du lissage de Laplace. (a) point original et ses voisins. (b) calcul du barycentre des points voisins. (c) déplacement du point calculé en direction du barycentre d'une fraction de la distance. (d) point résultant.

Il y a deux techniques pour calculer la nouvelle position p_i . La première est de modifier tous les points de q à p en même temps, c'est la version dite *simultanée*. Ainsi chaque nouvelle position ne dépend que de la position des points à l'itération précédente. La seconde est de modifier les points un par un, c'est la version *séquentielle*. Dans ce cas, les nouvelles positions dépendent non seulement des positions à l'itération précédente mais aussi du chemin de calcul emprunté. Si les résultats de la version simultanée sont meilleurs, la version séquentielle demande moins de mémoire pour le calcul.

Dans ce cas précis la taille de la surface permet l'utilisation de la version simultanée, avec $\lambda=0,63$.

De par sa nature, le lissage de Laplace induit toujours un rétrécissement de l'objet lissé. En effet, faire tendre chaque point vers le barycentre de ses voisins va faire tendre tous les points vers le barycentre de l'objet. Pour cette raison le nombre d'itérations doit toujours être limité.

Le lissage par la méthode de Laplace est la technique la plus simple et la plus couramment utilisée. Par exemple, lorsque que le logiciel Avizo® crée la surface qui a été segmentée, sans contre-indication, 3 itérations de lissage de Laplace à $\lambda=0,6$ seront effectuées par défaut.

- *Lissage par l'algorithme $\lambda|\mu$*

Le principal défaut du lissage de Laplace est le rétrécissement de l'objet lissé. Pour remédier à cela, on ajoute une itération avec un coefficient négatif après chaque itération du lissage de Laplace. On alterne ainsi les itérations de l'algorithme de Laplace avec un coefficient positif λ , induisant un rétrécissement de l'objet, et négatif μ , ayant pour but de compenser cet effet. Ce coefficient μ doit vérifier $\mu < -\lambda < 0$ afin d'avoir un effet suffisant et de mieux conserver le volume de l'objet. Cet algorithme implémente un filtre passe bande, la bande passante étant $[0 ; k_{BP}]$ avec $k_{BP} = 1/\lambda + 1/\mu > 0$. Habituellement, λ et μ sont choisis tels que $k_{BP} = 0,1$ [Taubin, 2000], ce qui donne pour cette étude $\lambda=0,63$ et $\mu=0,67$.

Pour ce qui est de l'espace de stockage, l'algorithme $\lambda|\mu$ n'est pas plus lourd qu'un lissage de Laplace, les deux itérations étant indépendantes l'une de l'autre. Comme pour le lissage de Laplace il y a les deux versions de calcul, simultanée et séquentielle, avec les mêmes qualités et défauts. L'étude portant sur le même objet, sa taille permet l'utilisation de la version simultanée.

- *Lissage par l'algorithme des classes de Humphrey*

Cet algorithme se base aussi sur une correction du lissage de Laplace et se décompose en deux temps. Une itération normale du lissage de Laplace, puis dans un deuxième temps le point modifié est repoussé vers la surface de l'objet de la moyenne des déplacements effectués lors de la première étape du dit point et de ses voisins [Vollmer, 1999]. Ces opérations sont illustrées Figure II.14.

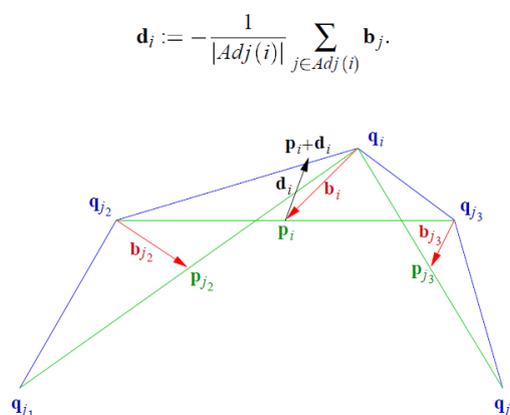


Figure II.14 : Illustration de l'algorithme des classes de Humphrey. (bleu) maillage initial. (rouge) itération du lissage de Laplace. (noir) déplacement inverse de la moyenne des déplacements précédents des points du voisinage (D'après [Vollmer, 1999]).

L'algorithme des classes de Humphrey est beaucoup plus demandant en espace de stockage que les deux techniques de lissage vues précédemment. La première étape reste une itération de l'algorithme de Laplace, par contre pour la deuxième étape il faut avoir accès au déplacement effectué sur le point et ses voisins.

Dans un souci d'homogénéité pour l'étude, les itérations de lissage de Laplace ont été effectuées simultanément avec un coefficient $\lambda=0,63$.

II.4.b. Comparaison et choix

Dans cette étude, les lissages ont été effectués à l'aide de l'add-on GiBBon® du logiciel Matlab® (R2014a, MathWorks, Natick, United States) [Moerman, 2016a]. Afin de les comparer, 25 itérations de chaque lissage sont conduites sur une surface brute du fémur, la pièce la plus imposante et irrégulière de cet assemblage. Les principaux critères observés étaient les variations de volume et de surface entre la pièce originelle et celle lissée. La Table II.3 recense ces valeurs pour les trois techniques de lissage. Un lissage de qualité se qualifie d'une légère réduction de la surface (de l'ordre de 1%) pour un volume aussi constant que possible au cours de l'opération. Il faut aussi que la forme générale de l'objet lissé soit respectée : par exemple si l'objet présente une arête il ne faut pas que tous les points qui la composent soient déplacés dans la même direction et que cet élément de la forme originale soit cassé. On peut observer que les techniques de l'algorithme $\lambda|\mu$ et des classes de Humphrey respectent bien ces critères, avec une variation de volume inférieure à 0.1% et une réduction de surface de l'ordre de 1%. Par contre le lissage de Laplace induit une réduction bien plus importante. La Figure II.15 montre les variations de position des points de la surface après chaque lissage. Pour les techniques de l'algorithme $\lambda|\mu$ et des classes de Humphrey on reconnaît le mouchetis représentatif de la suppression d'un bruit. Le lissage a permis de s'acquitter des légères imprécisions sur la position des nœuds. Pour la technique de Laplace cependant les variations de position des points du modèle sont réparties en nappes localisées sur les crêtes de la surface. Cette transformation altère la géométrie initiale de la pièce.

Table II.3 : Variations de volume et de surface pour les différentes techniques de lissage.

	Lissage de Laplace	Algorithme $\lambda \mu$	Algorithme de classes de Humphrey
%volume	96,322	100,0966	99,9666
%surface	93,825	99,2485	98,9400

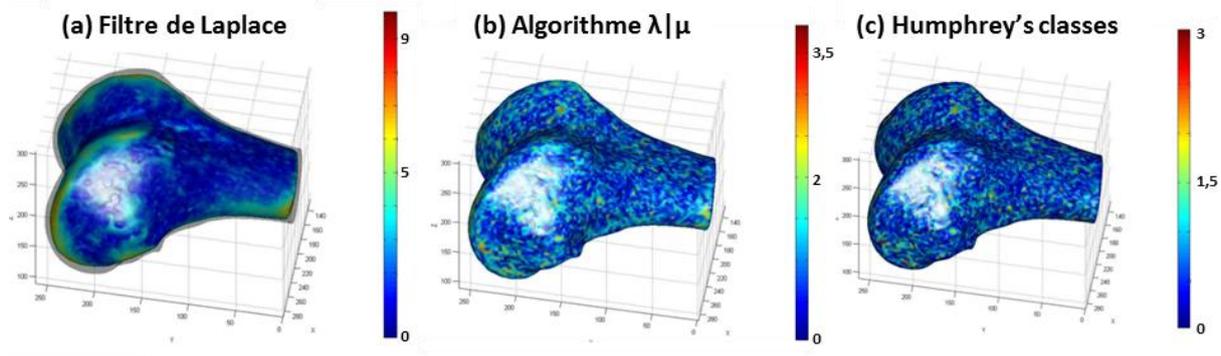


Figure II.15 : Modification de position apportée par le lissage (mm).

Ces résultats limitent le choix de technique de lissage aux algorithmes $\lambda | \mu$ et des classes de Humphrey. Ces deux techniques sont extrêmement comparables dans le cadre de cette étude. Aussi le choix a été porté sur l'algorithme $\lambda | \mu$ pour deux arguments secondaires. Le premier est la puissance de calcul, l'algorithme $\lambda | \mu$ étant plus simple et demandant moins de ressources en mémoire, les opérations de lissage s'effectuent légèrement plus rapidement. Le second vient de la technique utilisée pour la segmentation. La pièce actuellement en processus de lissage a été segmentée sur une image pixelisée du composant du genou qu'elle représente. Cela implique que la limite de ce composant n'est plus une ligne distincte mais une rangée de pixels dont l'intensité est comprise entre celles de l'intérieur et l'extérieur du composant. Lors du processus de segmentation les composants ont été différenciés par l'intensité des pixels les représentant, excluant ainsi ces rangées limites. La segmentation a induit un rétrécissement de chaque volume. Tout ceci est illustré Figure II.16. Ce rétrécissement de moins d'un pixel est négligeable, toujours est-il qu'un lissage par algorithme $\lambda | \mu$ impliquant un très léger gonflement du volume permet de ne pas accentuer ce phénomène.

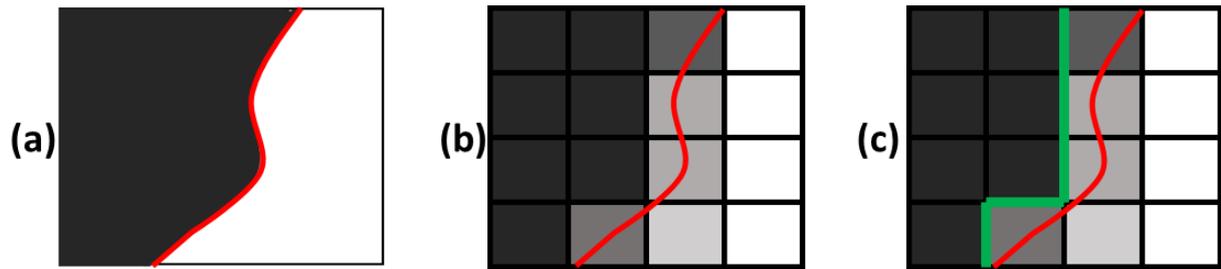


Figure II.16 : Illustration du rétrécissement de volume induit par la segmentation. (a) limite (en rouge) entre deux composants du genou (noir objet de la segmentation et blanc son voisin). (b) Image divisée en pixels, limite réelle en rouge pour comparaison. (c) Segmentation du composant noir (limite en vert).

En quelques mots :

- *Différentes techniques de lissage sont étudiées afin de choisir celle qui conservera au mieux l'aspect patient-spécifique du modèle.*
- *Les 3 méthodes étudiées sont : filtre de Laplace et algorithmes $\lambda|\mu$ et des classes de Humphrey.*
- *L'algorithme $\lambda|\mu$ est choisi car il offre le meilleur compromis entre temps de calcul et qualité du résultat.*

II.5. Maillage

L'étape finale pour la création de la géométrie éléments finis du genou est le maillage du modèle obtenu jusqu'ici. Le maillage va modifier le modèle de deux manières essentielles. La première s'inscrit dans la simplification en vue de l'analyse par éléments finis. Le nombre de points utilisés pour une représentation fidèle des composants du genou après la segmentation est beaucoup trop lourd pour un calcul éléments finis. Les nuages de points définissant les différents composants doivent être sous échantillonnés. Cette étape permet aussi de mieux gérer le niveau de détail de chaque structure anatomique. Sur le logiciel de segmentation, Avizo®, le détail du composant segmenté (sa précision dans la forme rendue après segmentation) est choisi par le nombre de points qui composeront le nuage le représentant. Dans ce cas si une précision différente est attendue pour des structures différentes il revient à l'utilisateur d'évaluer les rapports de taille entre les structures segmentés. Lors du maillage le critère est la distance entre deux points, il permet une gestion plus homogène de la précision désirée sur chacun des composants du genou.

La deuxième modification apportée par le maillage tient dans la nature même de l'objet obtenu pour le modèle. La représentation géométrique extraite pour un composant de l'articulation après segmentation est une surface en 3 dimensions, elle est composée d'un nuage de points d'une part, et d'éléments surfaciques d'autre part. Ces éléments sont des triangles définis par les 3 points qui composent leurs sommets. Dans la majorité des cas, des pièces en volume plein vont être utilisées pour l'analyse éléments finis, il faut donc créer des points à l'intérieur de la surface pour créer ce volume. De plus, autant que faire se peut, des éléments quadrilatéraux en surface et hexaédriques en volume seront privilégiés par rapport aux éléments triangulaires et tétraédriques, ces types d'éléments étant souvent plus précis lors de l'analyse éléments finis, surtout dans le cas d'une compression comme ce sera le cas dans cette analyse.

Les composants du genou qui ont été maillés sont les os (fémur et tibia) et les cartilages leur correspondant. Le choix a été fait d'étudier la stabilité passive du genou, ce qui exclut la patella et le tendon patellaire. De plus dans un premier temps les ligaments sont modélisés de façon simplifiée. Les ménisques, tout comme les ligaments, ont été maillés afin de préparer un modèle plus complexe. Dans cette étude, l'ajout des ménisques étant encore exploratoire, ils ont été maillés de la même façon que les cartilages et ne seront qu'évoqués ici. Le maillage a été effectué à l'aide du logiciel Harpoon® (Sharc, Manchester, United Kingdom).

Les os vont être modélisés en tant que « *corps rigides* », ils ont été maillés avec des éléments surfaciques. Les cartilages ont été maillés avec des éléments volumiques. Le

modèle compte au total 43 558 éléments. Durant l'étude de convergence il est apparu que, du fait de leur modélisation, le nombre d'éléments composant les os importait beaucoup moins que ceux des tissus mous de l'articulation. Le facteur limitant pour le maillage des os est la qualité de la surface de contact avec leur cartilage. Il faut que la surface soit suffisamment lisse afin de ne pas créer de concentrateurs de contraintes sur le cartilage. Pour les tissus mous il faut que le maillage crée un nombre suffisant d'éléments dans l'épaisseur du cartilage. Après segmentation le cartilage a une épaisseur au minimum de 4 mm autour des régions de contact, il faut qu'au moins 3 éléments puissent être dans l'épaisseur. Pour ces raisons les tailles des mailles ont été choisies à 3,2 mm pour les os et 1,2 mm pour les cartilages et ménisques. 14 060 éléments composent les os, 8 447 pour le fémur et 5 613 pour le tibia. Les cartilages représentent la majeure partie des éléments du maillage avec 9 293 éléments pour le cartilage tibial et 20 201 éléments pour le cartilage fémoral. Tous les détails sont recensés dans la Table II.4.

Table II.4 : Détails du maillage.

Composant	Nombre total d'éléments	Taille des mailles (mm)	Nb. de nœuds	Nb. d'éléments Hexagonaux	Nb. d'éléments prismes	Nb. d'éléments tétraédriques
Ligaments	4	-	8	-	-	-
Fémur	8 447	3,2	4 270	-	-	-
Tibia	5 613	3,2	3 001	-	-	-
Cartilage fémoral	20 201	1,2	7 553	1 201	2 019	16 981
Cartilage tibial	9 293	1,2	4 089	1 238	741	7 314
Ménisques	35 220	1,2	14 741	5 714	2 172	27 334
Modèle Complet	43 558		18 921			

Finalement à ce modèle il faut ajouter les quatre ligaments principaux. Les ligaments sont assimilables à des rubans élastiques. Pour cela, ils ont été modélisés comme des poutres ne travaillant qu'en traction. Dans un premier temps le seul contact qui va être considéré pour les ligaments est celui de leur attache, dont la position exacte est donnée par la segmentation. Cette modélisation simple ne nécessite qu'un élément pour représenter chaque ligament. Il faut noter que l'attache inférieure du LLE est sur la fibula (non représentée ici) et non sur le tibia. Considérant la modélisation ceci

implique seulement un point d'application excentré des forces du LLE sur l'ensemble tibia-fibula. Etant donné que la fibula est considérée comme immobile par rapport au tibia et qu'il n'y a pas d'interactions entre la fibula et d'autres composants de l'articulation modélisée, on peut considérer que l'action du LLE se porte sur le tibia tant que l'application des forces reste correcte. Pour cela un nœud a été ajouté au tibia afin d'avoir la bonne position pour l'attache du LLE sur l'ensemble tibia-fibula.

La Figure II.17 montre la géométrie maillée du modèle.

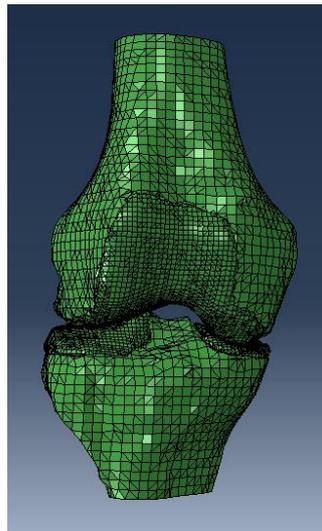


Figure II.17 : Illustration du maillage du modèle.

Une amélioration possible pourrait être de ne pas gérer le maillage uniformément pour les os. La taille des éléments des os correspond à celle nécessaire pour le contact avec les cartilages, mais elle pourrait être augmentée dans les zones qui en sont éloignées. En poussant ce raisonnement à l'extrême, la plupart des éléments du fémur et du tibia sont inutiles. On pourrait considérer un maillage des os ne comprenant que les éléments des surfaces en contact avec les cartilages et des nœuds aux positions d'attache des ligaments. Cependant la taille du maillage des os ne modifiant que négligemment le temps de calcul lors de l'étude de maillage cette amélioration n'a pas été jugée nécessaire dans ce cas et les os ont été maillés dans leur intégralité afin de garder une meilleure visibilité du modèle dans son ensemble.

En quelques mots :

- *Seuls les éléments de stabilité passive sont maillés : fémur, tibia et leurs cartilages associés. Les ménisques ont été maillés en prévision de leur insertion dans le modèle.*
- *Les ligaments seront modélisés de façon simplifiée et n'ont pas été maillés.*
- *Le modèle comporte 43 558 éléments, principalement dans les cartilages (29 494).*

Conclusion

Le Chapitre II a conduit à la création d'un modèle géométrique à partir d'images IRM. Trois séquences spécifiques ont été mises en œuvre afin d'assurer la meilleure restitution possible des différentes composantes du genou. Une étape de ré-échantillonnage et de recalage des images tridimensionnelles a dû être réalisée. Finalement, l'erreur de repositionnement moyenne est de 0,46 voxels, soit 530 μm . Une segmentation semi-automatique a été utilisée pour extraire les structures anatomiques du genou. Comme elle conduit à des surfaces bruitées, trois techniques de lissage ont été étudiées ; l'algorithme $\lambda | \mu$ donne le meilleur compromis entre temps de calcul et qualité du résultat obtenu : le volume comme la surface varient de moins de 1%, alors que le lissage de Laplace conduit à une variation de volume de près de 4% et de surface de plus de 6%.

Cependant, le processus reste opérateur-dépendant lors de certaines phases de la segmentation, en particulier pour la délimitation des cartilages. On peut remarquer aussi que la méthode de création de modèle décrite ici utilise de nombreux logiciels (ImageJ, Avizo, Matlab, Harpoon) ce qui peut la rendre compliquée dans le cadre d'une utilisation de routine.

Finalement, le genou est représenté par 8 solides discrétisés en 43 554 éléments. Pour constituer le modèle éléments finis complet, les modes de chargement, la connectivité entre les solides et leur comportement mécanique doivent être définis.

Ce modèle vise à analyser une action de la vie courante, la montée de marche d'escalier a été sélectionnée comme un mouvement de référence de la biomécanique [Kutzner, 2010], plus sévère que le mouvement de la marche. Un essai visant à reproduire une montée de marche d'escalier ayant pour but d'obtenir la position physiologique des os au fur et à mesure de la flexion de la jambe sera donc réalisé.

Chapitre III. **Modélisation morpho-fonctionnelle du genou**

Introduction

L'objectif dans ce chapitre est la construction d'un modèle morpho-fonctionnel du genou. Il s'agit de développer une approche de recalage d'un modèle géométrique sur des positions physiologiques du genou lors d'un mouvement de la vie quotidienne, ici le choix s'est porté sur la flexion lors de la montée d'une marche d'escalier. Le **Chapitre I** a conduit à la création d'un modèle géométrique du genou dont l'équilibre mécanique pourra être étudié à plusieurs angles de flexion et qui pourra in fine être confronté à la réalité. Pour cela une seconde acquisition doit être effectuée, afin d'obtenir la position physiologique du genou à différents instants de la flexion. Cette acquisition permettra la validation de l'analyse éléments finis qui sera effectuée : à la fois en vérifiant si la création de la géométrie EF est bien restée patient-spécifique à l'aide d'une acquisition effectuée avec une autre technique d'imagerie, mais aussi lors de l'obtention de l'équilibre mécanique en fournissant des données sur lesquelles vérifier la légitimité de notre technique d'analyse et la véracité des résultats qu'elle apporte. Afin d'acquérir les positions physiologiques du genou lors d'un mouvement de flexion, la technique d'imagerie choisie est l'imagerie EOS, permettant à la fois une liberté suffisante pour effectuer le mouvement étudié dans la zone d'acquisition, mais surtout de prendre les acquisitions en position debout, ce qui permettra d'obtenir des images du genou dans une position fonctionnelle. Cependant l'imagerie EOS est comparable à une radiographie par rayons X, et les images obtenues par l'acquisition sont des projections 2D des os de l'articulation. Afin d'obtenir les positions physiologiques de l'articulation pour le modèle géométrique, une technique de recalage doit être développée pour positionner un modèle géométrique 3D sur ces images 2D.

Ce chapitre décrit l'acquisition de la pseudo-cinématique lors du mouvement de flexion-extension, et le développement d'une technique de recalage afin de positionner le modèle géométrique sur ces données. Le chapitre comporte quatre parties : tout

d'abord la méthodologie expérimentale adoptée lors de l'acquisition du mouvement physiologique de l'articulation, puis la description d'une technique de recalage commune par points de référence communs entre le modèle et les données du sujet, la troisième partie traite du développement d'une technique de recalage par projection. Enfin les deux techniques de recalage vont être comparées dans la dernière partie et un premier calcul Eléments Finis utilisant seulement le positionnement des os lors de la flexion va être exploré.

III.1. Acquisition de la pseudo-cinématique du genou en charge

La seconde série d'acquisitions, par imagerie EOS, a pour but d'établir les positions physiologiques des os du genou droit d'un sujet sain lors de différents états de flexion. L'objectif ici est double. Tout d'abord cette seconde acquisition va permettre de s'assurer que le modèle créé à partir de l'acquisition IRM est bien resté patient-spécifique malgré les différentes transformations subies. Ensuite, elle va permettre de pouvoir décomposer le mouvement de flexion de l'articulation inhérent à la montée d'une marche d'escalier. Ces images donneront les positions de référence pour notre modèle mécanique. Pour ceci l'imagerie EOS offre de nombreux avantages. En premier lieu l'acquisition s'effectue en position debout, ce qui permet d'obtenir des images avec le genou chargé. Ensuite la zone d'acquisition permet une certaine liberté, le sujet peut se mouvoir assez pour recréer le mouvement d'une montée de marche. Enfin l'acquisition s'effectuant simultanément sur les plans frontaux et sagittaux, la comparaison entre les projections 2D et un modèle en 3D sera plus complète.

Une marche d'escalier fait en moyenne 150 mm, le choix a été fait de décomposer le mouvement en plusieurs incréments de hauteurs de marche. Pour ceci des cales de 50 mm d'épaisseur sont positionnées sous le pied du sujet et 4 images sont acquises, pour des hauteurs de sur élévation du pied de 0, 50, 100 et enfin 150 millimètres. Ces images vont servir de référence pour un modèle éléments finis, il est donc important de contrôler les conditions aux limites pour ce modèle mécanique. Dans ce cas précis il faut pouvoir contrôler la charge s'appliquant sur l'articulation. Dans cette optique une balance a été placée sous le pied du sujet afin qu'il applique une charge constante entre les différentes acquisitions pour un souci d'homogénéité. Plusieurs essais avant les acquisitions ont révélé que la charge optimale à maintenir pour le sujet était 30 kg.

Cette charge offre la meilleure stabilité pour le panel entier des acquisitions. Une charge plus lourde est compliquée à maintenir statiquement le long des acquisitions à angles de flexion élevés et réciproquement pour une charge plus légère lors d'une acquisition jambe tendue. En plus de contrôler l'intensité de la charge, le protocole expérimental prévoit de contrôler la direction dans laquelle elle est appliquée. Pour cela le sujet doit garder la jambe la plus verticale possible afin d'aligner la charge appliquée avec le tibia et ainsi limiter les effets de couple sur l'articulation du genou.

La zone d'acquisition est de l'ordre de 500 mm centrée autour de l'articulation pour les acquisitions en flexion, la jambe tendue a été acquise entièrement afin de pouvoir calculer l'angle HKA (« Hip-Knee-Ankle ») et de savoir si le sujet présentait un varus ou valgus. Les plus hautes marches (de type marche d'escalator) pouvant atteindre les 200 mm, une 5^{ème} acquisition a été effectuée dans le cadre d'un possible développement du modèle. La Figure III.1 schématise les conditions d'acquisition, la Figure III.2 représente les différentes images acquises.

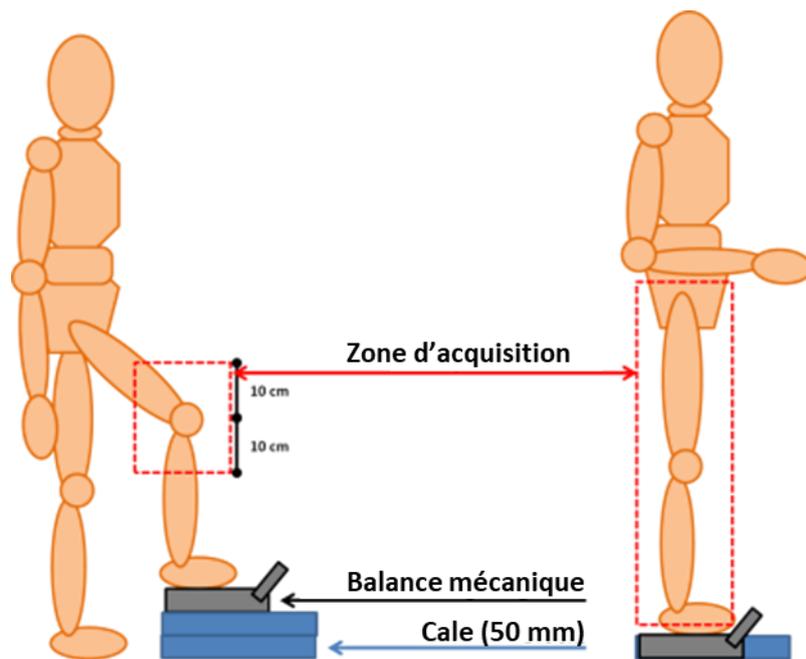


Figure III.1 : Schéma du protocole d'acquisition. A gauche en position genou fléchi, à droite en position jambe tendue.

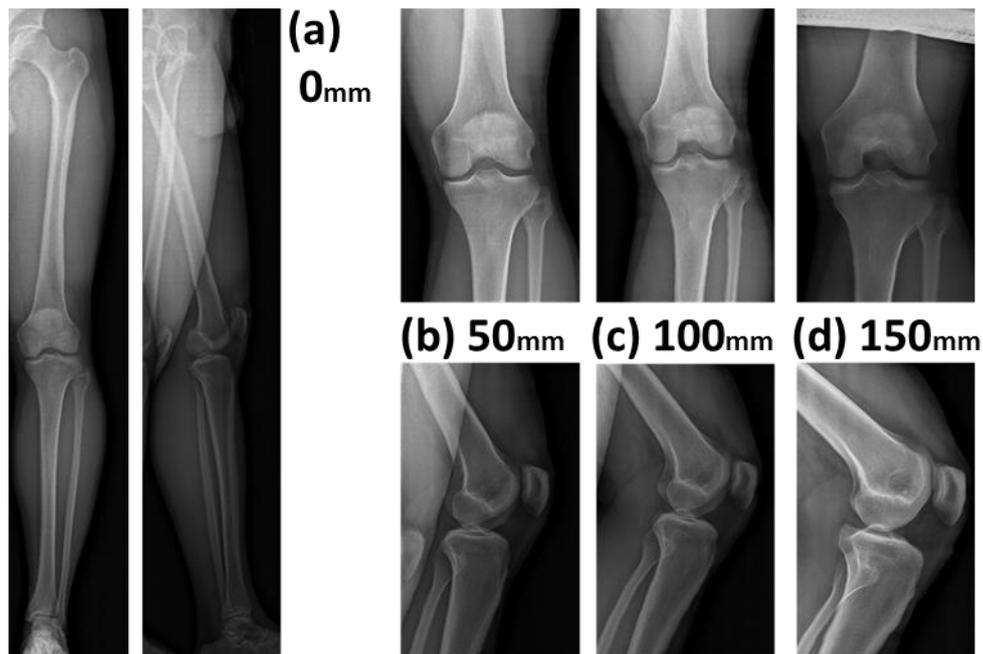


Figure III.2 : Différentes images acquises avec le système EOS. (a) position jambe tendue. (b) (c) (d) Position genou fléchi à l'aide d'une sur-élévation du pied de respectivement 50, 100 et 150 mm.

On peut noter sur les images que le sujet n'a pas pu maintenir la jambe verticale avec l'augmentation de la sur élévation. Cette erreur expérimentale est due à l'espace restreint d'acquisition. Afin d'obtenir les meilleurs images possible la zone d'acquisition a été centrée sur le genou en flexion, réduisant la liberté de mouvement du sujet avec l'augmentation de la flexion de l'articulation.

La précision de la balance est de l'ordre de 1 kg. Une meilleure précision aurait été superflue, le sujet n'arrivant à maintenir la charge que dans cet intervalle lors de la prise de données, et ce malgré une durée des prises de données extrêmement courte : autour de 15 secondes pour la jambe entière et 7 secondes pour les différentes flexions.

Suite à l'acquisition, l'angle HKA a été mesuré. Cet angle du plan frontal est formé par les trois centres articulaires suivants :

- Centre de la tête fémorale pour la hanche (Hip)
- Le centre des deux condyles du fémur pour le genou (Knee)
- Le centre du plateau inférieur tibial pour la cheville (Ankle)

Le sujet présente un léger varus de $4,5^\circ$. Ce varus est en dessous du seuil pathologique, cependant il faudra considérer son influence sur les résultats d'un modèle patient-spécifique.

Les angles de flexion du genou ont été calculés sur les images. Ils sont de 0° - 40° - 55° - 70° pour les sur élévations de 0-50-100-150 mm respectivement (précision de 2°). Les points choisis pour calculer ces angles sont représentés Figure III.3.

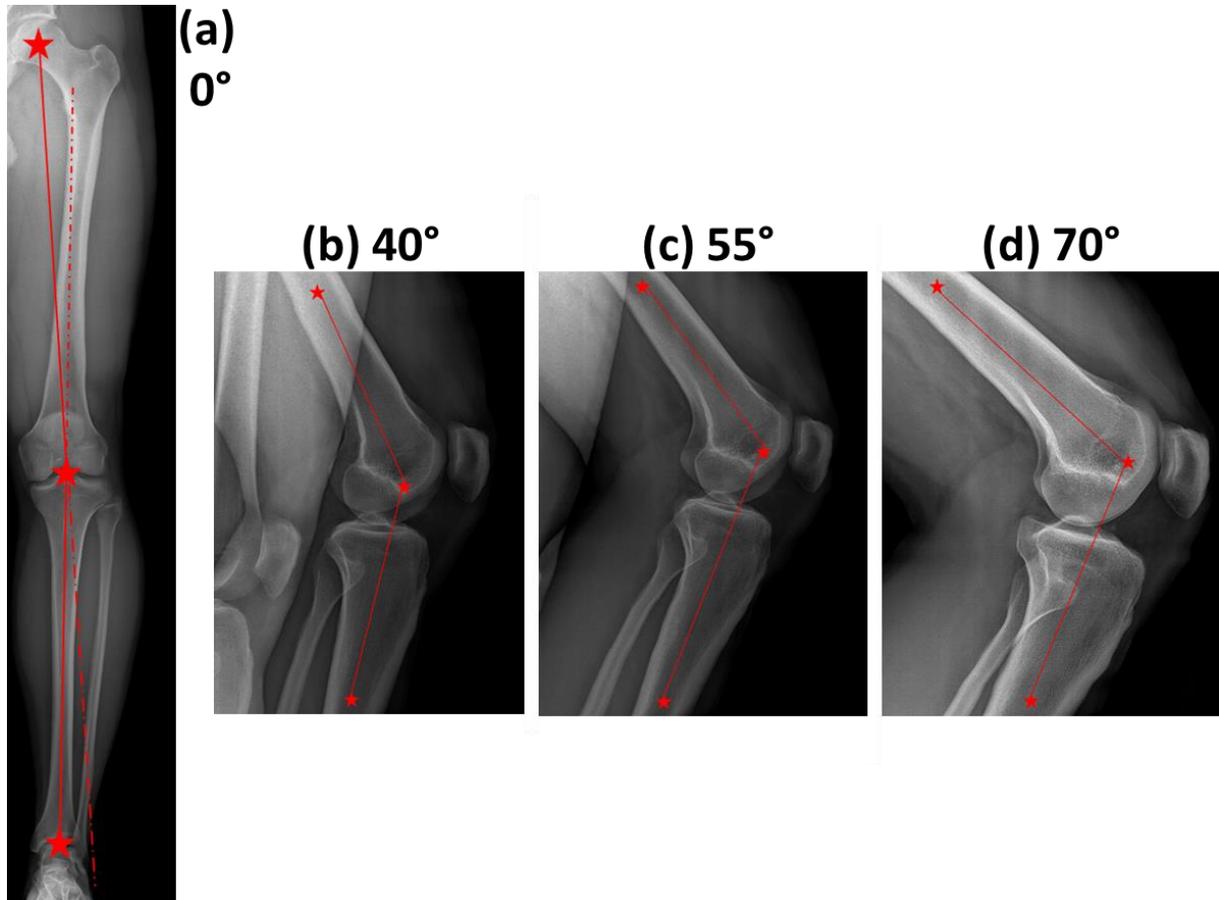


Figure III.3 : Représentation des points choisis pour calculer l'angle HKA dans le plan frontal (a) et les angles de flexion dans le plan sagittal (b) (c) (d).

Le logiciel d'acquisition de radiographies EOS permet en outre à l'utilisateur de faire coïncider un modèle statistique de formes sur les images (Statistical Shape Model - SSM). L'utilisation de ce SSM est prévue pour la jambe tendue, et utilise l'intégralité des os pour obtenir une reconstruction 3D. Aussi ce SSM est de bonne qualité pour l'image jambe tendue et se dégrade rapidement au fur et à mesure de la flexion. Les SSM formés sur les images des différents angles de flexion sont représentés Figure III.4.

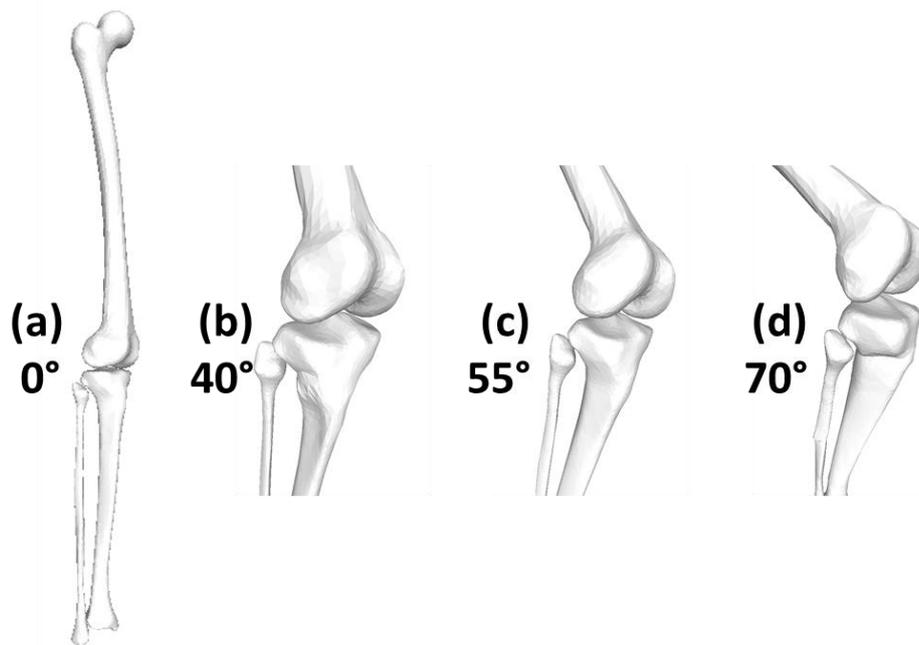


Figure III.4 : Représentation des SSM formés sur les images EOS des différents angles de flexion : 0° (a), 40° (b), 55° (c) et 70° (d). On note une dégradation du SSM avec les angles de flexion croissant.

Plusieurs phénomènes expliquent cette dégradation. Tout d'abord la zone d'acquisition étant limitée, l'utilisateur doit cependant deviner l'autre extrémité de l'os dans le protocole de recalage du SSM. Ensuite, les proportions de l'os ne sont respectées que dans le plan focal de l'image. Ce qui est avant ou après ce plan sera déformé. Pour chaque acquisition le plan focal a été centré sur l'articulation afin d'avoir l'image la plus exacte possible du genou lors de la flexion. De fait, la forme de la partie longue de l'os n'est sûrement pas la bonne, et bien qu'une correction ait été appréciée par l'utilisateur elle est assurément source d'erreur. Finalement, le recalage du SSM a été prévu pour une certaine orientation de l'os, aussi la création du modèle 3D aura tendance à redresser l'os vers une position de jambe tendue.

III.2. Recalage des os par points de référence

Une fois les images des os du genou prises dans leur position physiologique, il faut pouvoir recalrer le modèle créé sur les images EOS. Pour cela la première technique utilisée est la plus simple : elle vise à recalrer deux objets semblables, deux surfaces 3D obtenus par les différentes méthodes d'acquisition entre elles. Elles sont représentées Figure III.5. D'un côté il y a le modèle créé à partir de l'acquisition IRM dans le **Chapitre I** et de l'autre le SSM formé sur des images EOS. Afin de garder la meilleure précision possible pour le recalage, le modèle créé à partir des images IRM est manipulé dans une version maillée plus finement que celle qui sera utilisée dans le modèle EF par la suite.

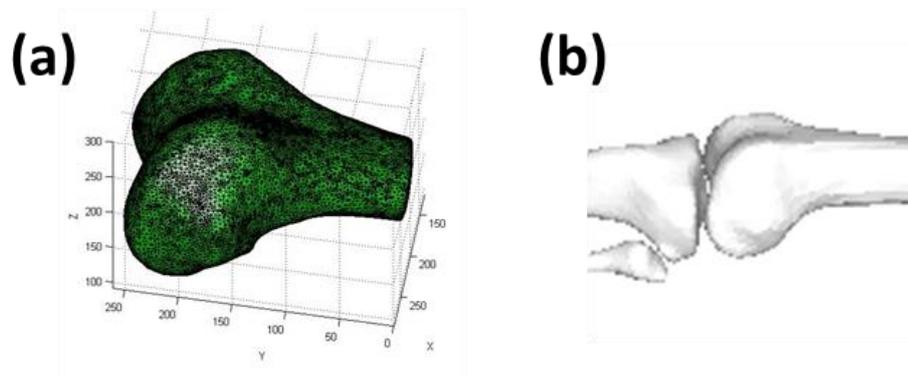


Figure III.5 : Représentations d'un même os issu de deux techniques d'imageries différentes qui vont être recalées entre elles, exemple du fémur. D'un côté le modèle créé à partir de l'IRM (a) et de l'autre le SSM formé sur les images EOS (b).

III.2.a. Conditions de recalage

Pour recalrer ces deux surfaces entre elles, la méthode la plus commune a été tentée : choisir un ensemble de points remarquables de l'os et chercher la similitude qui rapproche le plus possible les ensembles des deux versions de l'os. Les points de référence choisis sont les suivants :

- Dans le plan frontal : dans le centre de la fosse intercondyloire (B) et sur les épicondyles latéraux et médiaux (respectivement A et C).
- Dans le plan sagittal : à l'extrémité distale du fémur (D), à l'extrémité antérieure (E) et dans le creux formé par les lignes de bifurcation (F).

- Dans le plan transverse : aux extrémités antérieures et postérieures des condyles médiaux (respectivement G et I) et latéraux (respectivement L et J) et sur les épicondyles médiaux et latéraux (respectivement H et K)

Les positions exactes de ces points sont illustrées Figure III.6.

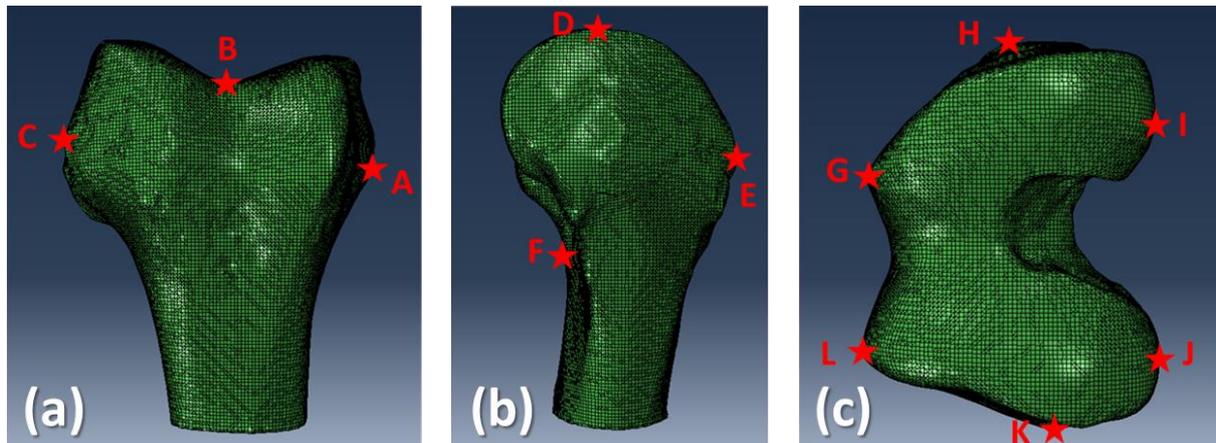


Figure III.6 : Position des points de référence utilisés afin de recaler les deux objets 3D. Points du modèle créé à partir des IRM pris pour la vue frontale (a), la vue sagittale (b) et la vue transverse (c).

Ensuite les deux os issus des deux techniques d'imagerie ont été recalés l'un sur l'autre dans chacun des trois plans avec l'algorithme « *Iterative Closest Point* » (ICP) [Rusinkiewicz, 2001], [Zhang, 2016]. L'algorithme ICP est un algorithme qui minimise la distance moyenne entre deux nuages de points. A partir de deux nuages de points (un dit source et un dit référence), l'algorithme calcule les meilleures transformations (rotations et translations) pour positionner le nuage de points source sur celui de référence. Ses principales étapes sont les suivantes :

- Associer chaque point du nuage source au point le plus proche du nuage de référence.
- Calculer la meilleure combinaison de rotation et translation afin d'aligner les points du nuage source à leurs points associés. Pour cela l'erreur est calculée au sens des moindres carrés.
- Modifier les points du nuage source en utilisant la transformation obtenue.
- Itérer les étapes (i) à (iii) jusqu'au critère d'arrêt.

Chacun des trois recalages par ICP donne une rotation et deux translations dans l'espace. Les translations redondantes sont pondérées par le nombre de points choisis dans le plan. En effet il faut noter que plus de points ont été choisis sur le plan

transverse (6 au lieu de 3 dans les autres plans). Ce choix délibéré a été effectué afin de positionner au mieux les surfaces de contact des cartilages dans le plan principal du contact.

Le recalage n'est effectué que dans le plan de sélection du point car la technique de choix du point implique une incertitude le long de la normale au plan de sélection. La Figure III.7 illustre la direction de l'incertitude pour un point sélectionné. Le choix a été fait de privilégier la répétabilité de la sélection des points de référence dans les plans correspondants plutôt qu'un recalage purement 3D. Ceci a permis une meilleure répartition des points sur la surface. En effet les seuls points identifiables avec une répétabilité parfaite en 3D sont ceux sur les épicondyles (A et C dans le plan frontal, H et K dans le plan transverse). Les autres points auraient pu induire une erreur de positionnement due à l'opérateur, causée par un point remarquable sur une arête de l'os (sur les lignes de bifurcation ou sur les condyles par exemple), ou un détail anatomique du sujet n'apparaissant pas sur le SSM, que ce soit dû à une faible discrétisation du volume ou à l'aspect statistique du modèle.

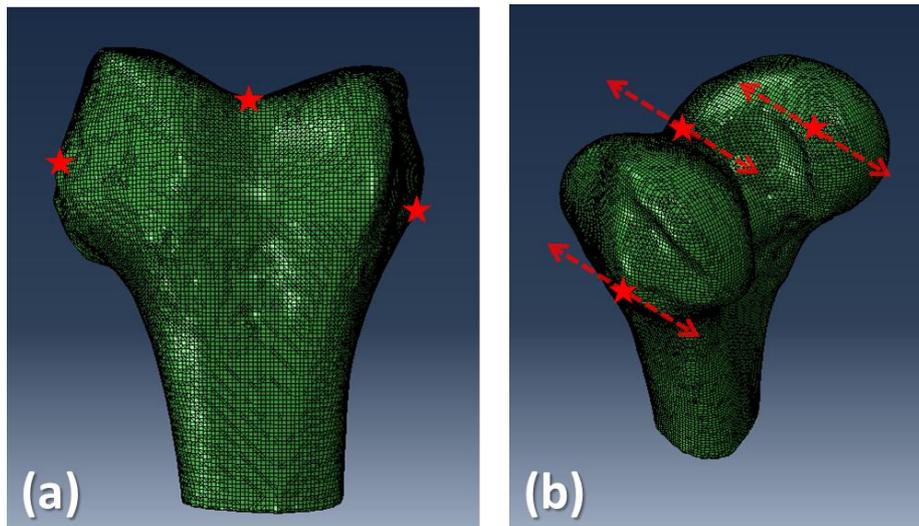


Figure III.7 : Incertitude sur la position dans l'espace des points choisis sur un plan. Exemple des points sélectionnés sur le plan frontal (a) et illustration en vue isométrique de l'incertitude le long de la normale au plan de sélection (b).

III.2.b. Méthode d'évaluation

Une fois le recalage effectué, il faut en évaluer la qualité. La méthode d'évaluation va être explicitée ici ; ce sera la même qui sera utilisée ensuite lors de la seconde technique de recalage.

Le but de cette méthode d'évaluation est de comparer deux objets 3D représentés par des nuages de points, afin de déterminer l'écart entre leur position respective. L'idée première est de comparer point par point les nuages de points. A un nuage donné, pour chacun de ses points, le point le plus proche de l'autre nuage est recherché et les distances ainsi obtenues sont extraites. Cependant dans ce cas précis l'un des nuages est plus dense que l'autre, cela est explicite sur les distances obtenues qui présentent des minimums locaux répartis sur toute la surface, visible Figure III.8. Cette méthode ne suffit pas à comparer les deux surfaces.

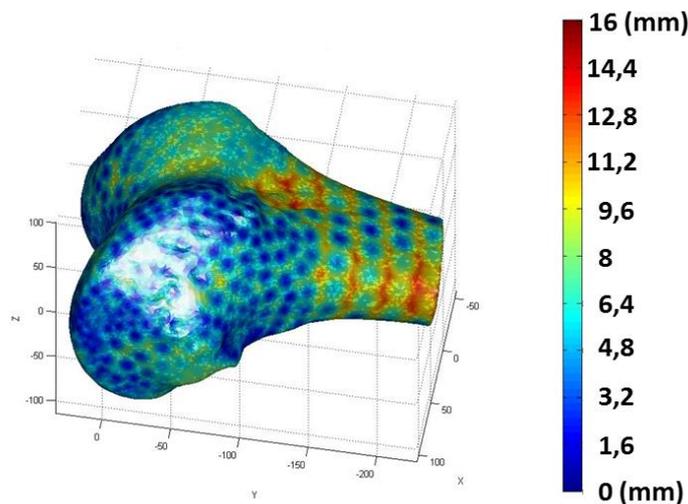


Figure III.8 : Comparaison point par point des distances entre les deux nuages de points.

Afin de comparer deux surfaces une seconde approche est de déterminer la distance des points du nuage le plus dense, qualifié de source par la suite, par rapport à la surface créée par le second nuage de points, qualifié de référence. Pour chaque point source, les trois points références les plus proches sont recherchés, et la projection du point source sur le plan passant par les trois points référence est calculée. Ici deux cas de figure se présentent, soit la projection du point source est à l'intérieur du triangle formé par les trois points références, soit elle est à l'extérieur. Dans le premier cas la distance du point source à la surface référence est la distance entre le point et sa projection. Dans le deuxième cas cette distance est estimée comme celle entre le point

source et le point de référence le plus proche. Les distances calculées par cette méthode ainsi que les deux cas de figure sus mentionnés sont représentés Figure III.9.

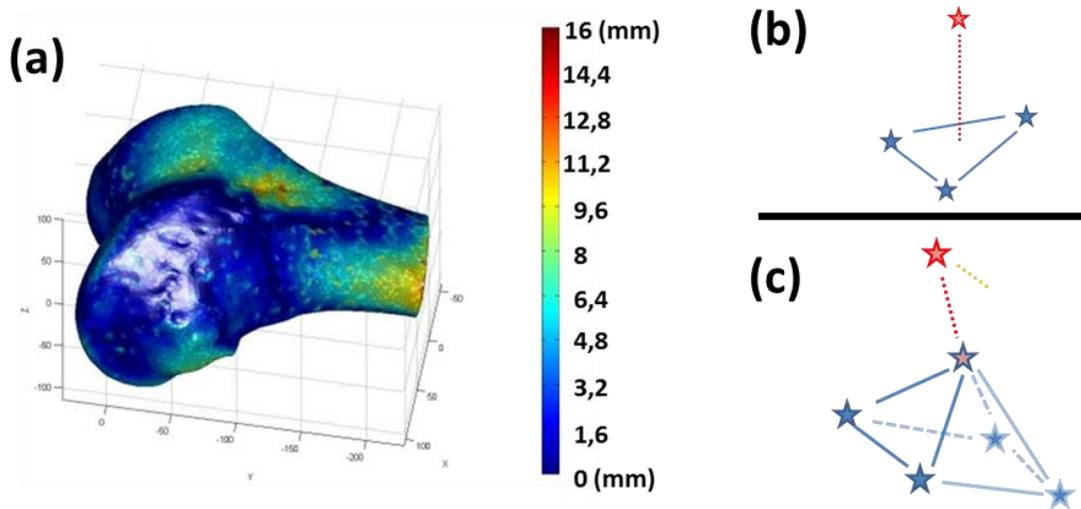


Figure III.9 : Distance des points sources par rapport à la surface référence (a). Illustration des deux cas possibles lors du calcul de la distance (pointillés rouges) entre un point source (rouge) et une surface référence (bleu) : lorsque la projection est à l'intérieur du triangle des points références (b) et lorsqu'elle est à l'extérieur (pointillés jaunes), par exemple dans le cas d'une pyramide (c).

Les résultats donnés par cette méthode d'évaluation sont plus homogènes sur la surface et plus satisfaisants. La différence selon la technique de calcul de l'écart entre les deux objets 3D est conséquente : la moyenne des écarts calculés point par point est de 2,88 mm contre une moyenne de 1,80 mm lorsqu'ils sont calculés points par rapport à la surface. Cet écart entre les deux méthodes montre que cette projection est nécessaire à une bonne estimation.

III.2.c. Résultats du recalage par points de référence

Les deux modèles d'os obtenus à partir des deux techniques d'imagerie différentes ont été recalés en sélectionnant des points remarquables de l'os et en cherchant la transformation permettant de les superposer au mieux en utilisant un algorithme ICP. L'écart entre ces deux surfaces ainsi recalées a été évalué suivant la méthode décrite ci-dessus. La distance moyenne entre les deux surfaces recalées est de 1,80 mm, les écarts vont de 0,00 mm à 13,55 mm. Les deux surfaces recalées et l'écart entre elles sont présentés Figure III.10.

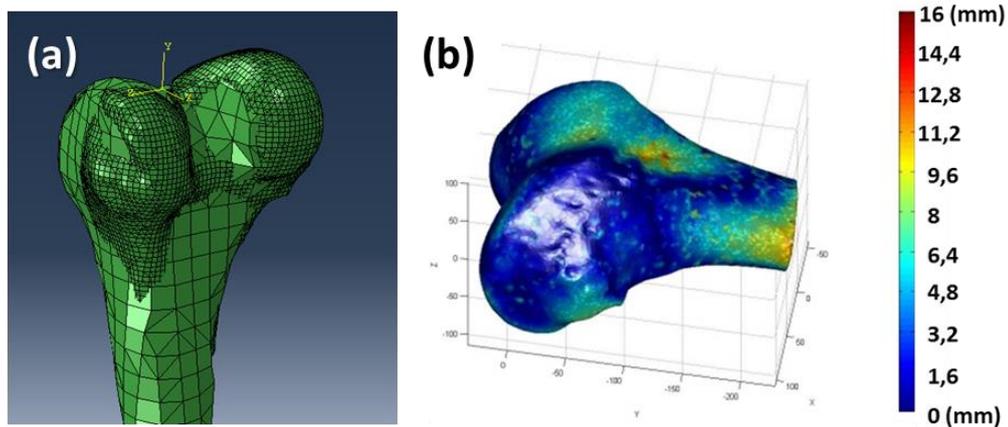


Figure III.10 : Deux modèles du fémur recalés superposés (a). Distance des points du modèle créé par IRM par rapport à la surface du SSM (b).

Un résultat remarquable est l'écart relativement très faible sur les condyles entre les deux modèles. La majorité de la surface de contact est recalée avec un écart inférieur à 1,8 mm. Durant l'utilisation du modèle dans l'analyse EF, cette surface de contact sera la zone principale d'interaction entre l'os et les autres composants du modèle, il est primordial qu'elle soit bien positionnée.

Le calcul effectué par la machine est quasi instantané : il ne requière que 3 itérations de l'algorithme ICP en 2D, chacun composés de moins de 6 points. Le temps requis par cette méthode de recalage est le temps utilisateur nécessaire afin de sélectionner les points de référence sur les deux modèles d'os. Cependant, cette sélection de points rend la méthode très opérateur-dépendante.

En quelques mots :

- Une méthode de recalage simple par algorithme ICP sur des points de référence est mise en place entre le modèle géométrique et un SSM formé sur les images EOS.
- Une méthode d'évaluation basée sur la distance des points d'un modèle à la surface de l'autre est mise en place.
- Le recalage est rapide, mais il est opérateur-dépendant. L'écart moyen est de 1,8 mm.

III.3. Recalage par projection

La méthode de recalage simple décrite ci-dessus donne des résultats prometteurs. Cependant c'est un recalage entre un modèle patient-spécifique et un modèle statistique. Même adapté à la géométrie du sujet, le modèle statistique lisse potentiellement des caractéristiques anatomiques propres au sujet. Afin de conserver la précision patient-spécifique maintenue depuis la création du modèle, une autre technique a été développée afin de recaler le modèle créé à partir des IRM sur des données brutes du sujet : les images EOS.

Cependant cela implique de comparer un modèle 3D avec des images 2D, deux objets qui ne sont pas comparables directement.

III.3.a. Etat de l'art du recalage 2D / 3D

En règle générale, un algorithme de recalage 2D / 3D est appliqué pour faire correspondre un objet 3D à plusieurs de ses acquisitions 2D. La tâche implique des complications car les données 2D impliquent nécessairement une perte d'information par rapport aux données 3D. L'exemple le plus représentatif est celui d'un cylindre : vu de dessus l'image est un disque et vu de côté l'image est un rectangle, comme représenté Figure III.11.

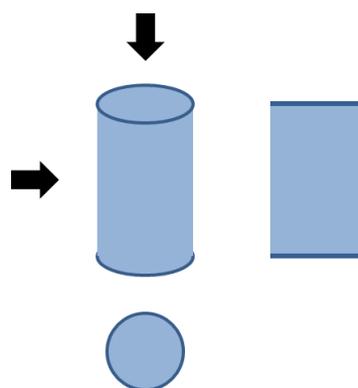


Figure III.11 : Perte d'informations entre une visualisation 3D et une visualisation 2D, exemple d'un cylindre.

Pour cela l'idée récurrente des algorithmes de recalages 2D / 3D est de chercher dans quelles positions doit être un objet 3D pour obtenir les acquisitions 2D. Ainsi on peut distinguer 3 étapes dans la plupart de ces algorithmes :

- (i) Le mouvement de l'objet 3D,
- (ii) Une simulation de l'acquisition 2D,
- (iii) Une mesure des différences entre simulations et données expérimentales.

Afin de générer des images 2D d'un objet 3D, certaines études reproduisent le phénomène physique de la technique d'imagerie. Dans son étude, Cyr *et al.*, simule une radiographie par des lancés de rayons sur l'objet 3D entre une source et un plan de projection [Cyr, 2000]. Cette méthode permet une importante précision, d'autant qu'elle permet de prendre en considération les rayons réfractés et réfléchis. Mais elle est aussi très coûteuse en temps de calcul. Les algorithmes de recalage étant principalement itératifs, le temps nécessaire à la simulation des rayons doit être multiplié par le nombre d'itérations. Afin de réduire ce temps de génération des acquisitions 2D, d'autres études projettent directement l'objet 3D sur le plan correspondant à l'image 2D et se basent sur le principe d'atténuation de la matière pour retrouver l'intensité correspondant à l'image 2D expérimentale [Zollei, 2001], [Birkfellner, 2005]. Cette approche peut engendrer des artéfacts qui devront être corrigés, cependant elle permet d'accélérer l'algorithme et atteindre 10% du temps de calcul d'un algorithme classique par lancés de rayons.

Une fois les simulations des images 2D générées, elles sont comparées dans leur intégralité avec les images obtenues expérimentalement. Pour cela les méthodes de mesure de similarité peuvent être basées sur l'intensité [Viola, 1997], [Zollei, 2001] ou sur les caractéristiques des images, tel le gradient [Penney, 1998]. Dans le cadre de cette étude ces méthodes ne sont pas adaptées : le modèle géométrique qui doit être recalé sur les images EOS est une reconstruction surfacique. Afin de générer une projection basée sur le principe d'atténuation dans la matière un travail supplémentaire devrait être effectué : segmenter les os du genou avec plus de détail afin de différencier l'os cortical (surfacique) de l'os trabéculaire (spongieux) afin de représenter l'atténuation réelle de ces matériaux différents, et obtenir des images qui pourront être comparées avec les données expérimentales.

Un recalage semblable a été effectué dans une étude menée par Jerbi *et al.*, ayant pour but de recalé un objet 3D surfacique sur des projections 2D [Jerbi, 2012]. Ici le recalage s'effectue dans le domaine fréquentiel, qui conserve bien les informations de contours. En utilisant une transformation de Fourier, un lien est établi entre l'objet 3D et ses projections parallèles. Cette transformée est utilisée pour la génération des

simulations de radiographies : en utilisant le théorème de projection dans le théorème de Fourier, la transformée de la projection d'un signal est égale à la coupe centrale de la transformée de ce signal. L'acquisition de la projection d'un objet correspond à la transformée de Fourier de l'objet suivant la droite qui représente l'angle de projection.

Cependant cette méthode est très contraignante. Afin de l'utiliser, les points de la surface doivent être répartis de façon homogène. Etant donné que notre surface 3D à recaler est maillée, il faudrait faire une étape de discrétisation des points avant de pouvoir faire le recalage dans le domaine fréquentiel. De plus Jerbi *et al.*, a montré que l'objet à recaler ne pouvait pas atteindre les bords de l'image sans que le résultat du recalage fréquentiel ne soit erroné. Afin de palier à cela un fenêtrage de l'image doit être effectué. Ce fenêtrage entraîne une perte de données sur les bords de l'image qui doit être compensé par une augmentation de la zone d'acquisition, et donc une augmentation de l'exposition du patient. Cette perte de donnée est observable Figure III.12. Notre étude se focalise sur la région anatomique du genou, ce qui rendrait cette opération de fenêtrage systématique. Par ailleurs, le modèle géométrique ne représente que la partie des os étant dans la zone d'acquisition de l'IRM. Ce fenêtrage systématique devrait en plus être adapté pour chaque acquisition EOS afin de ne représenter que la partie de l'os modélisée.

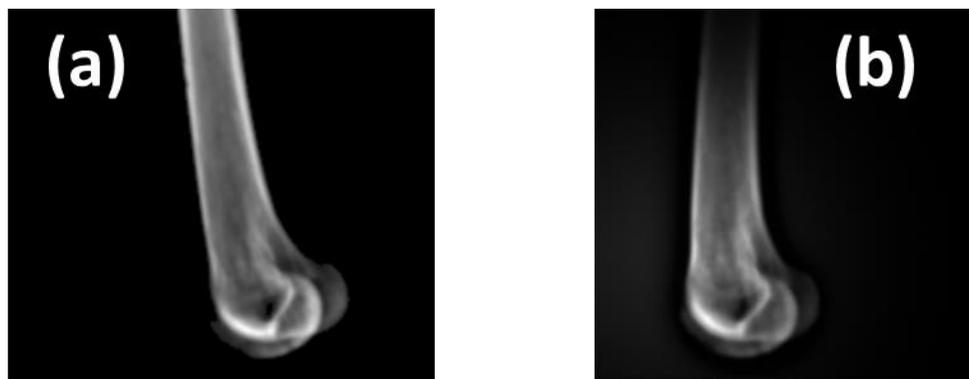


Figure III.12 : Acquisition par système EOS d'un fémur sec sans (a) et avec (b) fenêtrage. (D'après [Jerbi, 2012])

La méthode utilisée dans cette étude a été de reproduire l'acquisition des images EOS sur le modèle géométrique. L'imagerie EOS est une projection simultanée sur deux plans orthogonaux, assimilable en première intention aux plans frontaux et sagittaux du sujet, par conséquent les points du modèle géométrique ont été projetés

sur les plans $x = 0$ et $y = 0$, représentant respectivement les plans frontaux et sagittaux pour le modèle géométrique. Ceci permet d'obtenir des images semblables pour les données brutes du sujet et le modèle géométrique ; un exemple de telles images est donné Figure III.13.

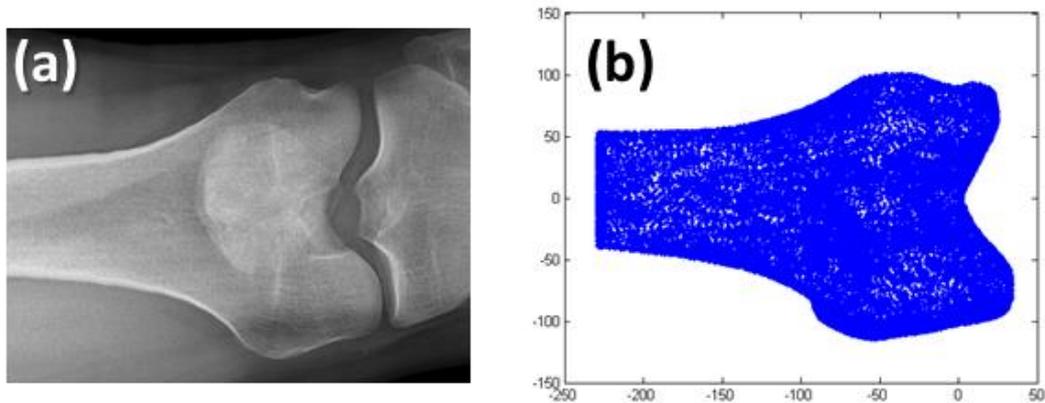


Figure III.13 : Exemple de données utilisées pour le recalage par projection : image EOS frontale du fémur (a) et projection des points du modèle géométrique du fémur sur le plan $x = 0$ (b).

Nous avons vu précédemment que ces images ne pouvaient pas être comparées par leur intensité, elles vont être comparées par leur forme, c'est-à-dire par le contour des os projetés. Sur les images EOS, l'os est segmenté avec une méthode similaire à la segmentation de l'IRM pour la création du modèle. Ici la segmentation était évidente et instantanée pour les images dans le plan frontal, les os étant généralement bien délimités. Elle était cependant légèrement plus compliquée et opératoire dépendante dans le plan sagittal où des superpositions d'os étaient plus fréquentes, et les limites entre tissus mous et tissus osseux parfois moins bien définies.

III.3.b. Recherche du contour d'un nuage de points

La recherche du contour du modèle géométrique projeté n'est pas évidente. La technique la plus simple afin de trouver le contour d'un nuage de points est de chercher l'enveloppe convexe du nuage de points. Cependant cette technique n'est pas assez précise et omet parfois de longues portions du contour, les zones à courbure concave. Un exemple d'une enveloppe convexe est donné Figure III.14.

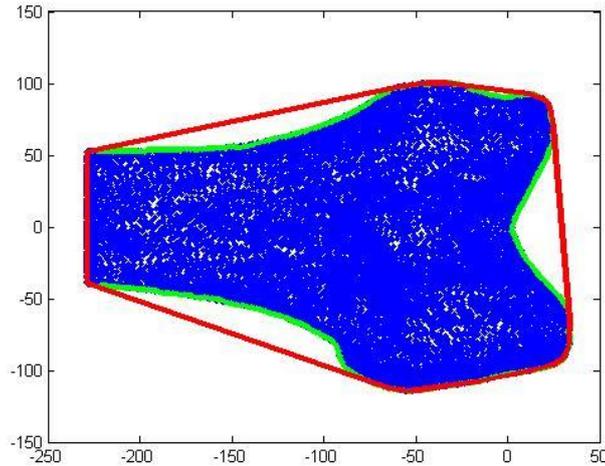


Figure III.14 : Exemple de l'enveloppe convexe (rouge) calculée sur une projection frontale du fémur (bleu). Les portions du contour omises sont surlignées en vert.

Afin d'obtenir le contour du nuage de points projeté, un algorithme de recherche de contour point par point a été mis en place. Le point de départ de l'algorithme est un des points dont l'une de ses coordonnées est un extremum pour le nuage de point (ici $y = 100$) car ce point fera toujours partie du contour. Ensuite l'algorithme effectue les actions suivantes :

- (i) Choisit le dernier point du contour inachevé, nommé P_c
- (ii) Choisit un autre point du nuage de point, nommé P_p
- (iii) Crée un repère orthonormé temporaire d'origine P_c et de premier vecteur de base P_cP_p
- (iv) Vérifie si un autre point du nuage de point vérifie :

$$x > 0 \ \& \ y > 0 \ \& \ y > (x - 1) * \tan(\pi - \alpha)$$

Si c'est le cas, ajoute le point P_p aux points potentiels pour la suite du contour

- (v) Ajoute le point le plus proche des points potentiels par rapport à P_c et répète les étapes (i) à (iv) jusqu'à retrouver le point de départ de l'algorithme

Les étapes de l'algorithme sont illustrées Figure III.15. Le choix de α et l'étape (iv) reviennent à autoriser un rayon de courbure convexe d'angle α pour le contour du nuage de points. Un angle de $\alpha = \pi$ correspond à l'enveloppe convexe du nuage de points. Plus l'angle est aigu, moins l'algorithme sera stable : des points à l'intérieur du nuage pourront être qualifiés de « point de

contour potentiel » et le chemin du contour pourrait ne pas boucler. Dans cette étude un angle de courbure de $\alpha = 2\pi/3$ a été choisi.

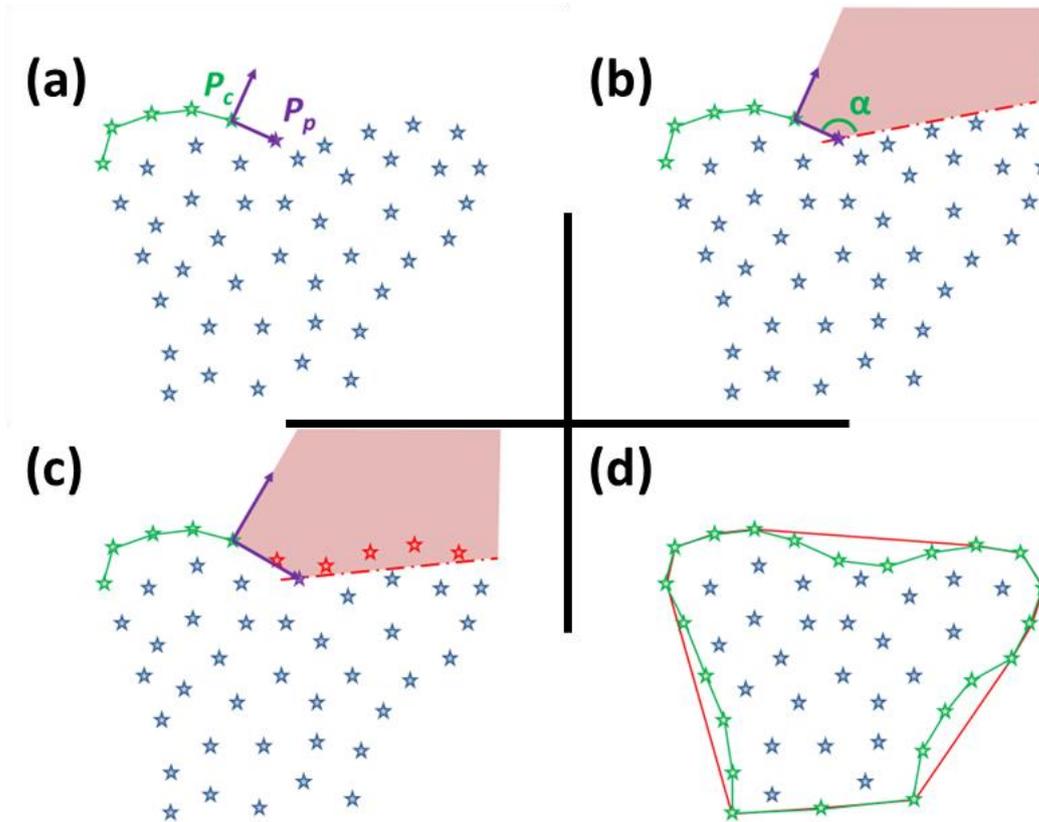


Figure III.15 : Illustration de l'algorithme de recherche de contour d'un nuage de point (bleu). (a) Etapes (i) à (iii) : sélection du dernier point du contour inachevé, d'un autre point du nuage, et création d'un repère orthonormé à partir de ces deux points. Etape (iv) : vérification de la présence ou non de points dans la zone délimitée par l'angle de courbure α autorisé, cas d'un point de contour potentiel (b) et d'un point ne pouvant pas être la suite du contour (c). (d) Contour final (vert), comparé à l'enveloppe convexe (rouge), obtenue après clôture du contour à l'étape (v).

Cet algorithme est efficace mais extrêmement lourd. Tel qu'il est décrit, pour chaque nouveau point de contour, l'algorithme passera en revue chacun des points du nuage au moins deux fois : chaque point du nuage est testé tant qu'un autre point ne vérifie pas les conditions de l'étape (iv) et les points de contour potentiel auront vérifié tous les autres points du nuage. Pour donner un exemple, la projection du fémur compte 14 747 points, ce qui correspond à 217×10^6 boucles au minimum absolu, et à approximativement 30 min de temps réel afin de calculer le contour de cet unique nuage de points. Afin d'alléger l'algorithme de recherche du contour, le nuage de point a été compartimenté en plusieurs zones, et les points de contour potentiels n'étaient recherchés que dans la zone du dernier point du contour inachevé et les zones

directement voisines. Cette technique inspirée des travaux de Silva, *et al.*, [Silva, 2012] permet à l'algorithme de calculer le contour d'un nuage de points en quelques secondes. La Figure III.16 illustre le compartimentage du nuage de points et la réduction du temps de calcul en résultant.

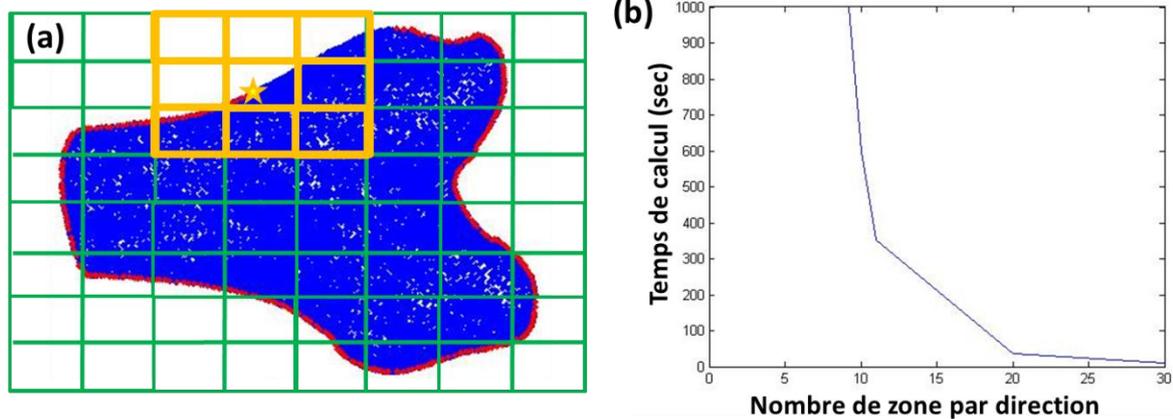


Figure III.16 : (a) Compartimentage de la projection frontale du fémur. La recherche du contour est effectuée seulement dans la zone du dernier point du contour inachevé et les zones directement voisines (jaune). (b) Réduction du temps de calcul en fonction du nombre de zones créées.

Les contours obtenus par cet algorithme sont d'excellente qualité, le pas entre deux points consécutifs ne dépassant pas 1,3 mm. La Figure III.17 montre un exemple de contour calculé pour une projection du modèle d'un côté et la comparaison de ce contour avec le contour segmenté dans le même plan sur les images EOS. On peut déjà noter que les contours sont très semblables, les proportions sont comparables sur les deux contours. Cependant on note une asymétrie de l'espace intercondyloire sur le contour segmenté des images EOS, elle est absente du contour calculé sur la projection du modèle. Cette asymétrie indique une rotation sur l'axe de la jambe différente entre les deux représentations du fémur. De simples projections du modèle géométrique ne suffisent pas, un algorithme de recalage doit être développé.

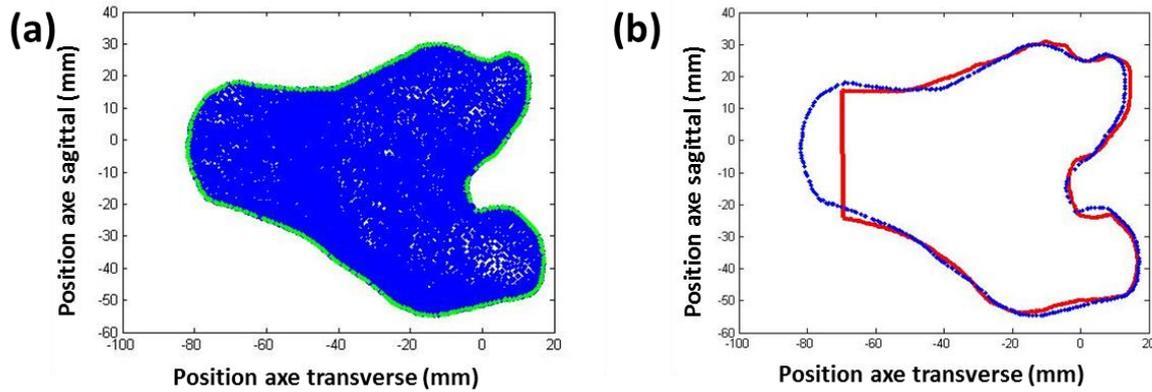


Figure III.17 : Contour calculé (vert) sur un nuage de points (bleu), exemple de la projection frontale du fémur en flexion de 70° (a). Comparaison du contour calculé (bleu) avec le contour segmenté sur l'image EOS correspondante (rouge) (b).

III.3.c. Algorithme de recalage par projection

L'objectif ici est de recalculer les os du modèle géométrique créé à partir des IRM du sujet sur deux images EOS, une dans le plan frontal et l'autre dans le plan sagittal. Pour cela la méthode utilisée projette les points du modèle géométrique sur deux plans perpendiculaires, représentant les plans frontaux et sagittaux ; les contours des nuages de points obtenus sont ensuite calculés et comparés aux contours des os segmentés sur les images EOS correspondantes.

Pour chaque os et chaque acquisition EOS il y a donc deux contours de référence à disposition, un dans chaque plan d'acquisition. Pour toute position dans l'espace du modèle géométrique les deux contours sources correspondants peuvent être calculés. Un recalage d'un contour source sur un contour de référence donne 3 transformations géométriques : les deux translations et la rotation du plan dans lequel s'effectue le recalage. Avec les deux plans à disposition, frontal et sagittal, les deux recalages permettent d'obtenir les trois translations de l'espace (dont une redondante : la translation selon l'axe inférieur-supérieur) mais seulement deux rotations : il manque la rotation dans le plan transverse.

Afin d'effectuer les deux recalages dans les plans d'acquisition EOS et d'obtenir la rotation manquante, un algorithme combinant le recalage des contours de chaque plan par ICP et la recherche de la meilleure projection par une méthode de simplexe a été développé. Ses principales étapes sont les suivantes :

- (i) Rotation du modèle géométrique dans le plan transverse.
- (ii) Projection des points du modèle sur le plan sagittal et calcul du contour source.
- (iii) Recalage du contour source sur le contour de référence du plan sagittal à l'aide de l'algorithme ICP.
- (iv) Application des transformations issues du recalage des contours du plan sagittal sur le modèle géométrique 3D.
- (v) Projection des points du modèle sur le plan frontal et calcul du contour source.
- (vi) Recalage du contour source sur le contour de référence du plan frontal à l'aide de l'algorithme ICP.
- (vii) Application des transformations issues du recalage des contours du plan frontal sur le modèle géométrique 3D. Les étapes (ii) à (vii) sont répétées 3 fois.
- (viii) Evaluation de l'écart entre les contours sources et ceux de référence.
- (ix) Calcul du prochain incrément de rotation dans le plan transverse par la méthode du simplexe. Si l'incrément est inférieur à l'incrément limite l'algorithme se termine.

Les étapes de l'algorithme de recalage sont représentées Figure III.18.

Les étapes (ii) à (vii) sont répétées trois fois pour plus de stabilité des résultats de recalage par incrément de rotation. Empiriquement, deux boucles suffisent pour avoir un recalage stable : la troisième boucle apporte des transformations souvent négligeables. Elle a été maintenue par sécurité.

Au niveau de l'étape (viii), l'écart entre les contours sources et ceux de référence est évaluée avec une adaptation 2D de la méthode vue précédemment : la recherche des points voisins se limite à deux points et la projection est effectuée sur le segment qu'ils composent. L'écart global entre le modèle géométrique et les données EOS est calculé comme la moyenne pondérée de l'ensemble des écarts pour chaque point des deux contours sources, sagittaux et frontaux, afin que l'influence de chacun des contours soit égale.

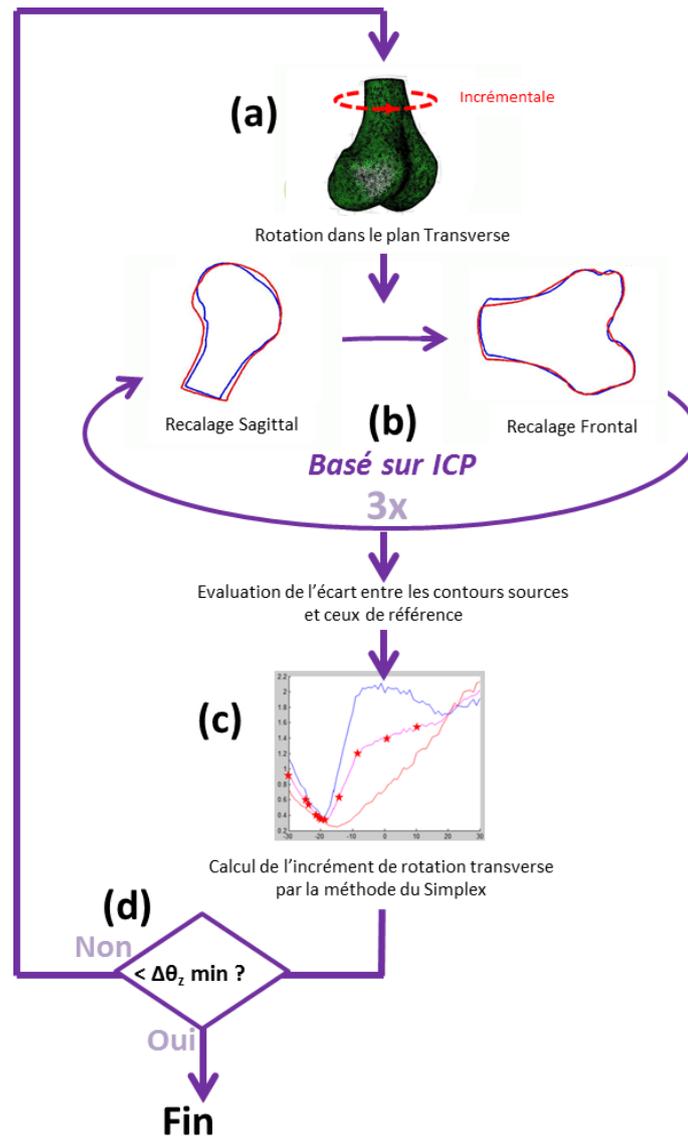


Figure III.18: Algorithme de recalage par projection. (a) Rotation incrémentale du modèle géométrique dans le plan transverse. (b) Recalage par algorithme ICP des contours du modèle projeté en sagittal et frontal sur les données EOS. (c) Evaluation de l'écart entre les contours recalés et calcul du prochain incrément de rotation transverse. (d) Fin de l'algorithme si l'incrément de rotation est inférieur à la précision demandée.

A l'étape (ix) le nouvel incrément de rotation du modèle géométrique est calculé par la méthode du simplexe. C'est-à-dire que si l'écart global entre le modèle géométrique et les données EOS diminue par rapport à l'itération précédente, le nouvel incrément de rotation sera dans le même sens que le précédent avec une amplitude égale. Par contre si l'écart global augmente, le nouvel incrément sera dans le sens inverse avec une amplitude diminuée. Ces deux cas sont illustrés Figure III.19. Cette méthode d'optimisation linéaire permet de tendre rapidement vers un minimum de l'écart de

position entre le modèle géométrique et les données du sujet. Dans cet algorithme l'incrément initial est de 5° et il diminue avec un ratio de $k = 0,75$.

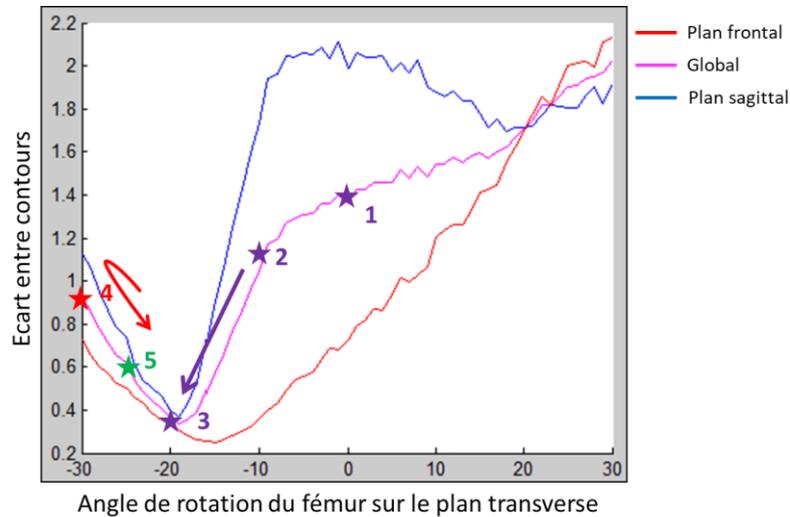


Figure III.19 : Illustration de la méthode du simplexe. L'itération 3 montre une décroissance de l'écart global (violet), la prochaine itération est effectuée pour un incrément de rotation constant : -10° . L'écart global augmente pour l'itération 4 (rouge), la prochaine itération est effectuée pour un incrément de rotation de signe contraire et d'amplitude réduite : $+5^\circ$.

Pour initier l'algorithme trois itérations sont effectuées avec des angles de rotation dans le plan frontal de -5° , 0° et 5° . Ces trois recalages sont rangés dans le sens des écarts décroissants. Le prochain incrément de rotation sera de 5° à partir de l'angle de rotation ayant le plus faible écart global, dans le sens inverse de celui du deuxième angle de rotation.

Enfin l'algorithme se termine lorsque l'incrément de rotation devient inférieur à l'incrément limite choisi. Cet incrément limite représente la précision selon la rotation transverse du recalage. Dans cette étude elle a été choisie à $0,5^\circ$.

III.3.d. Résultats du recalage par projection

Les recalages par projection donnent d'excellents résultats pour chacun des angles de flexion. Les écarts de position entre les contours des deux os combinés sont de $0,74$ mm, $0,3$ mm, $1,2$ mm et $0,8$ mm pour les angles de flexion de 0° , 40° , 55° et 70° respectivement. Pour rappel, les pixels des images IRM acquises ont une taille de

0,8x0,8 mm². Cela indique que le degré de précision du recalage par projection est de l'ordre du pixel. Sachant que le modèle géométrique a été créé à partir des IRM du sujet, la précision anatomique du modèle patient-spécifique ne peut pas excéder la taille du pixel. Une précision de recalage inférieure à 0,8 mm est la meilleure précision possible étant donné les conditions de création du modèle géométrique. Par ailleurs, une telle précision du recalage du modèle géométrique sur des données du sujet, acquises par une autre technique d'imagerie, pour chacun des angles de flexion atteste que l'aspect patient-spécifique a bien été conservé tout au long du processus de la création du modèle. Le détail écarts de position par os et par angles de flexion est donné dans la Table III.1. Des exemples de contours recalés et des écarts calculés durant l'algorithme de recalage par projection sont donnés Figure III.20. Le temps de calcul est de 3276 secondes dans le cas le plus long, soit une heure maximum en temps réel par angle de flexion, ce temps inclus le recalage des deux os. Une représentation du recalage des os du modèle géométrique sur les données EOS est donnée Figure III.21.

Table III.1 : Ecart de position global par os et par angle de flexion après recalage par projection.

Angle de flexion	Ecart global (mm)		
	Fémur	Tibia	Moyenne
0°	0,7	0,78	0,74
40°	0,34	0,31	0,33
55°	0,77	1,68	1,23
70°	1,2	0,31	0,76
		Globale	0,76

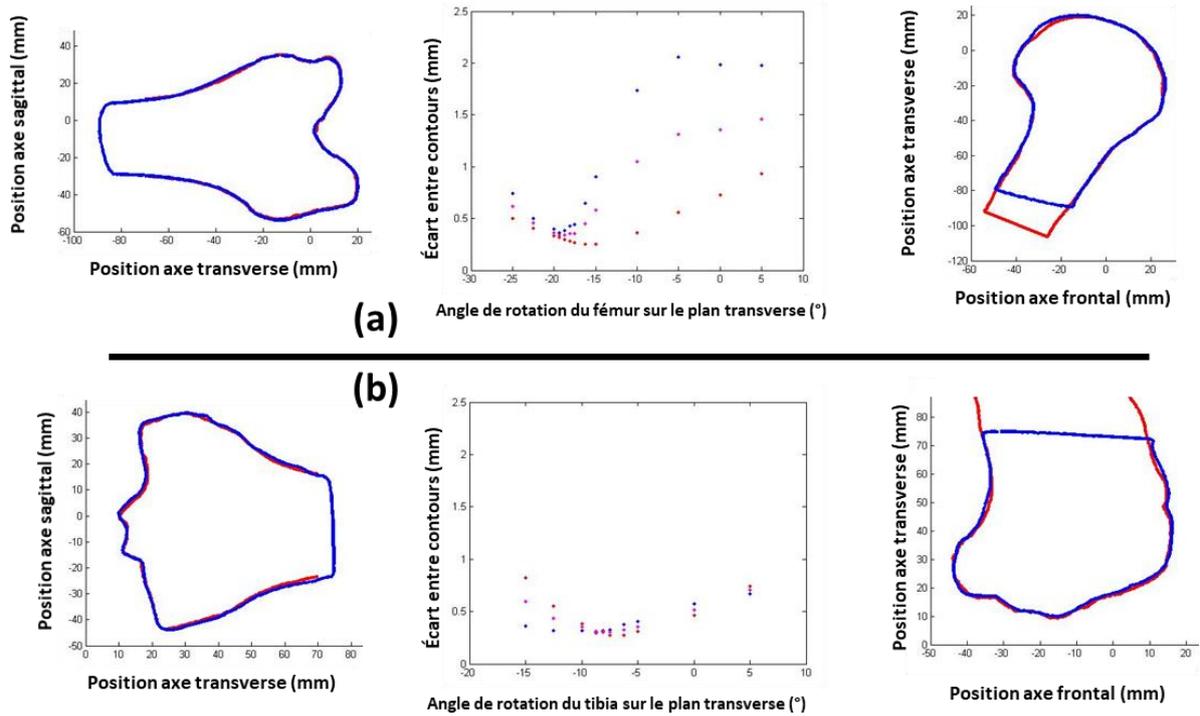


Figure III.20 : Exemple de contours recalés et des écarts calculés durant l’algorithme de recalage par projection pour le fémur (a) et le tibia (b) à un angle de flexion de 40°.

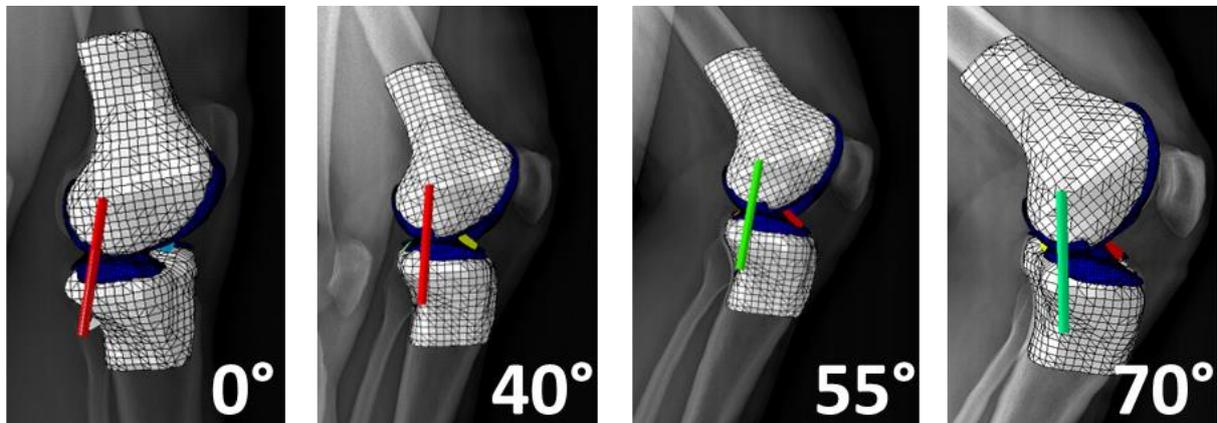


Figure III.21 : Représentation du recalage des os du modèle géométrique sur les données EOS.

Pour un angle de flexion de 70° on peut noter une différence de forme entre les contours source et de référence sagittaux. Bien que l’écart global pour le fémur d’un angle de flexion de 55° ne le reflète pas, cette différence y est aussi visible, comme on

peut le voir Figure III.22. Cette différence de forme n'apparaît que sur les contours des fémurs sur le plan sagittal. Nous avons vu que la segmentation des contours était moins aisée sur le plan sagittal. Afin d'améliorer le recalage du fémur pour les angles de flexion de 55° et 70° la première étape pourrait être de segmenter à nouveau le contour de l'os sur les images EOS. Cependant il est probable que ceci n'améliore que l'écart mesuré entre les deux contours du fémur dans le plan sagittal sans réellement modifier la position du modèle recalé. Aussi dans cette étude cette amélioration n'a pas été jugée nécessaire.

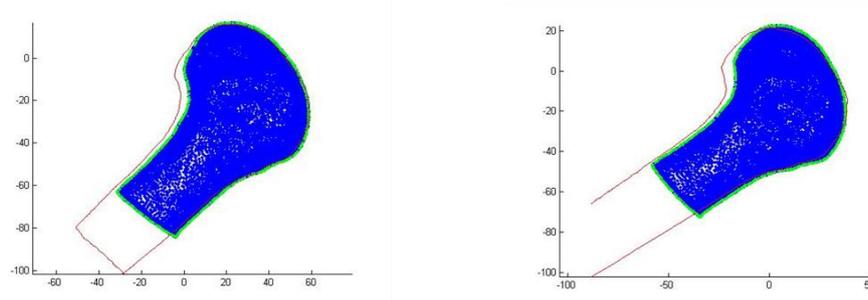


Figure III.22 : Différence de forme entre les contours source et de référence sagittaux pour des angles de flexion de 55° (a) et 70° (b).

L'écart global de 1,68 mm dans le plan sagittal du tibia pour un angle de flexion de 55° soulève d'autres problématiques. La Figure III.23 montre les écarts globaux obtenus au cours de l'algorithme de recalage pour une flexion de 55° en fonction des angles de rotation de l'os. Trois comportements limites de l'algorithme sont à noter. Le premier est la faible amplitude de variation de l'écart global entre les contours au cours du recalage du tibia. Elle varie seulement de 0,33 mm au cours de l'algorithme, sans compter les deux maximaux qui vont être traités par la suite. Cela est dû à la forme du contour de l'os du tibia qui évolue peu en fonction de sa rotation selon l'axe transverse. En particulier pour les angles de flexion plus élevés où l'éminence intercondyloire est moins visible sur le contour frontal : ce comportement est aussi remarquable pour l'angle de flexion de 70°. Peu de variation d'anatomie du tibia au cours de la rotation transverse rend aussi ce recalage sensible aux erreurs de segmentation par l'opérateur. C'est un cas où la perte d'information causée par une imagerie 2D plutôt que 3D pose des difficultés pour le recalage.

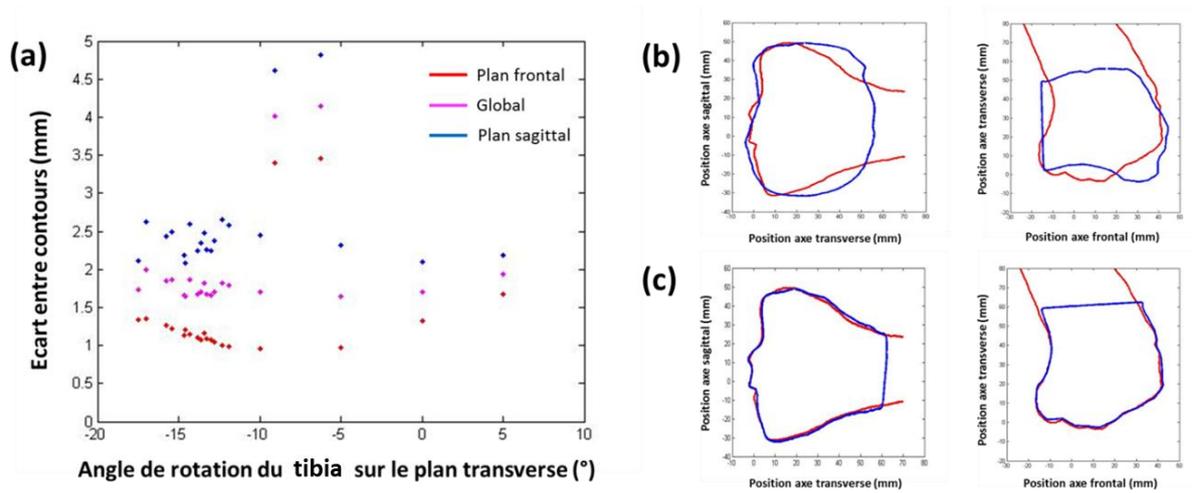


Figure III.23 : Ecarts entre contours du tibia obtenus au cours de l'algorithme de recalage pour une flexion de 55° en fonction des angles de rotation de l'os (a). Exemple d'un recalage obtenu par algorithme ICP résultant d'un minimum local de l'alignement des points (b). Contours finaux donné par l'algorithme de recalage par projection (c).

Le second comportement notable est la dispersion des écarts donnés par le recalage sagittal. Cette tendance est particulièrement remarquable dans ce cas de figure mais elle est présente sur tous les recalages. Il faut aussi noter que pour tous les recalages, l'écart entre les contours frontaux est principalement inférieur à celui entre les contours sagittaux. Les deux phénomènes sont liés, ils sont dus à la taille des voxels sur lesquels a été créé le modèle. Les voxels font $0,8 \times 0,8 \times 0,4 \text{ mm}^3$ ce qui veut dire qu'une segmentation dans le plan sagittal est effectuée sur des pixels de $0,8 \times 0,8 \text{ mm}^2$ alors que dans le plan frontal elle est effectuée sur des pixels de $0,8 \times 0,4 \text{ mm}^2$. La segmentation sera de meilleure qualité dans le plan frontal que dans le plan sagittal. Par conséquent les contours sont moins bruités dans le plan frontal que sagittal et donnent lieu à un meilleur recalage. Au vu de ces résultats une amélioration possible de l'algorithme serait une pondération différente des écarts entre les contours frontaux et sagittaux dans le calcul de l'écart global. Pour cela une étude devra être portée sur l'optimisation de cette pondération.

Enfin la dernière observation concerne les écarts obtenus pour 9° et $6,3^\circ$ de rotation du tibia sur son axe (voir figure III.23 (a)), qui sont bien au-dessus du reste des recalages, à 4 et 4,14 mm respectivement. La Figure III.23 montre les recalages du tibia obtenus pour ces angles de rotation. On remarque que les deux contours ne sont pas alignés de la même façon : Le recalage obtenu par l'algorithme ICP résulte d'un minimum local de l'alignement des points. Ces deux itérations sont les seuls cas répertoriés d'une erreur de l'algorithme ICP au cours de cette étude. L'algorithme de recalage donne une rotation transverse de $12,3^\circ$, alors qu'en traitant ce recalage du tibia exhaustivement pour chaque degré d'angle de rotation transverse, afin de

corriger les erreurs dues à un minimum local atteint par l'algorithme ICP, la rotation transverse devrait être de 9° avec un écart global de 1,55 mm. C'est la seule différence entre le recalage par l'algorithme et celui manuel, les différences de rotations sagittales et frontales étant inférieures à $0,2^\circ$ et celles des translations inférieures à 0,05 mm. Les différences étant minimales, le choix a été fait de conserver le recalage obtenu par l'algorithme afin de conserver la cohérence de méthode au cours de l'étude.

En quelques mots :

- *Une méthode de recalage entre les contours projetés du modèle et les contours segmentés des images EOS est développée.*
- *Elle nécessite l'écriture d'un algorithme de recherche du contour d'un nuage de points à forme non convexe.*
- *L'algorithme de recalage est basé sur l'algorithme ICP et la méthode du simplexe.*
- *Le recalage est automatique, avec un écart moyen de 0,76 mm ; le temps de recalage est d'une heure maximum en temps réel.*

III.4. Discussion

Deux méthodes de recalage ont été envisagées afin de positionner le modèle géométrique physiologiquement au cours d'un mouvement de flexion-extension. La première, la plus simple, utilise des points de référence entre le modèle de genou obtenu à partir de l'IRM et un modèle statistique de formes (SSM) basé sur les deux projections du système EOS ; la deuxième est un recalage basé sur des projections du modèle de genou directement sur les images acquises par le système EOS. Dans ce paragraphe les deux méthodes vont être comparées, puis une modélisation mécanique basée seulement sur les positions des os obtenues va être tentée.

III.4.a. Comparaison des 2 méthodes

Comme l'anatomie du SSM est la plus détaillée dans ce cas, seul le fémur en position jambe tendue a été recalé par sélection de points remarquables. Les points du fémur ont été retrouvés avec une distance de 1,8 mm à la surface du SSM en moyenne par la méthode des points remarquables. En comparaison, la méthode du recalage par projection donne une distance moyenne entre les contours recalés de 0,7 mm. Nous avons vu que les résultats du recalage par projection se détérioraient légèrement pour les angles de flexion les plus élevés. Cependant même dans ces cas, l'écart global entre les contours reste inférieur à la distance entre les surfaces recalées par sélection de points remarquables : l'écart global le plus élevé obtenu étant de 1,68 mm. Il faut garder à l'esprit que le SSM se dégrade fortement pour les angles de flexion importants, par conséquent la qualité d'un recalage basé sur ce SSM est voué à se détériorer aussi.

Les temps de calculs et opérateurs sont très différents entre les deux méthodes. La méthode simple demande à l'opérateur de former un SSM sur les images du sujet puis de sélectionner les mêmes points remarquables sur les deux modèles, le calcul de recalage des points choisis est instantané. La méthode par projection demande une segmentation des images EOS de la part de l'utilisateur, puis l'algorithme de recalage par projection calcule les transformations géométriques en une heure de temps réel par angle de flexion. Finalement le temps nécessaire pour le recalage par points remarquables est beaucoup plus court que celui du recalage par projection. D'un autre côté les résultats obtenus par la première méthode sont aussi plus opérateur-dépendants : la formation du SSM puis le choix précis des points remarquables influent directement sur le recalage subséquent. La segmentation des contours sur les images EOS est aussi primordiale, mais elle ne pose pas d'obstacles majeurs, une perspective de cette technique de recalage peut être une automatisation du processus de segmentation des images EOS.

La méthode de recalage par projection offre un positionnement des os plus précis et moins opérateur-dépendant, de plus elle se base sur les données du sujet directement. Bien que le temps nécessaire à son fonctionnement soit plus long, c'est cette méthode qui a été sélectionnée pour la suite de l'étude. Ce temps de calcul pourrait être fortement réduit en parallélisant le recalage du fémur et celui du tibia qui sont en grande partie indépendants, ou encore les recalages aux différents angles de flexion. C'est une perspective d'amélioration de cette technique dans l'optique d'une utilisation sur une cohorte de patients. L'acquisition EOS et la méthodologie de recalage du modèle sur les données obtenues par projection permettent d'obtenir les positions physiologiques du genou au cours du mouvement de flexion et d'y

positionner les os du modèle géométrique avec une bonne précision. Il faut garder à l'esprit que ces recalages ne donnent que la position des os de l'articulation au cours du mouvement : les tissus mous n'apparaissent pas sur les acquisitions, leur forme ou position ne peuvent pas être récupérées. L'imagerie EOS donne la possibilité de prendre des images de l'articulation dans un état fonctionnel ; dans cette étude la charge appliquée sous le pied du sujet a été contrôlée afin qu'elle soit constante à 300 N pour les différents angles de flexion acquis. La méthodologie de l'acquisition EOS ne permet pas qu'une charge plus importante soit appliquée sans détériorer la qualité des images obtenues. Cependant cette charge est l'équivalent de 30 kg, elle est bien inférieure à la charge appliquée lors de la montée d'une marche d'escalier. Le protocole d'acquisition EOS devra être modifié afin d'améliorer sa représentativité par rapport au geste réel de la montée d'une marche d'escalier.

III.4.b. **Calcul mécanique « naïf » à partir de la géométrie obtenue**

La méthode de recalage par projection permet de placer précisément les os du modèle géométrique dans leur position physiologique à différents angles de flexion. Ayant accès à la position des os au cours du mouvement, la suite intuitive de l'étude consiste à conduire une analyse mécanique par la méthode des Eléments Finis (EF) dirigée avec le déplacement des os. En effet cette méthode est souvent plus stable et plus rapide qu'une version alternative dirigée en efforts appliqués sur les éléments du modèle. Pour ces raisons elle a été envisagée dans cette étude.

Le modèle EF créé ne contient que les os, fémur et tibia, et les cartilages associés. Les os sont modélisés en tant que « *corps rigide* » car ils sont beaucoup plus rigides que les cartilages, modélisés comme une phase élastique linéaire isotrope avec un module élastique d'Young $E = 12 \text{ MPa}$ et un coefficient de Poisson $\nu = 0,45$. Dans ce premier modèle les ligaments ne sont pas représentés. Le contact entre les cartilages est défini tel que les surfaces en contact ne peuvent pas se pénétrer et que le glissement tangentiel est libre. Dans l'état initial, les deux os ont été séparés afin de définir les propriétés de ce contact. Le calcul mécanique consiste à déplacer les os jusqu'à leur position physiologique.

Sur les quatre angles de flexion étudiés, 0° , 40° , 55° et 70° , seuls les os des deux premiers sont arrivés jusqu'à leur position physiologique. Pour 55° et 70° le calcul mécanique a été interrompu parce que la contrainte était trop importante dans des éléments du cartilage, respectivement à 44% et 82% du déplacement vers leur position

physiologique. La Figure III.24 montre les répartitions des pressions sur les cartilages tibiaux à l'issu des calculs mécaniques.

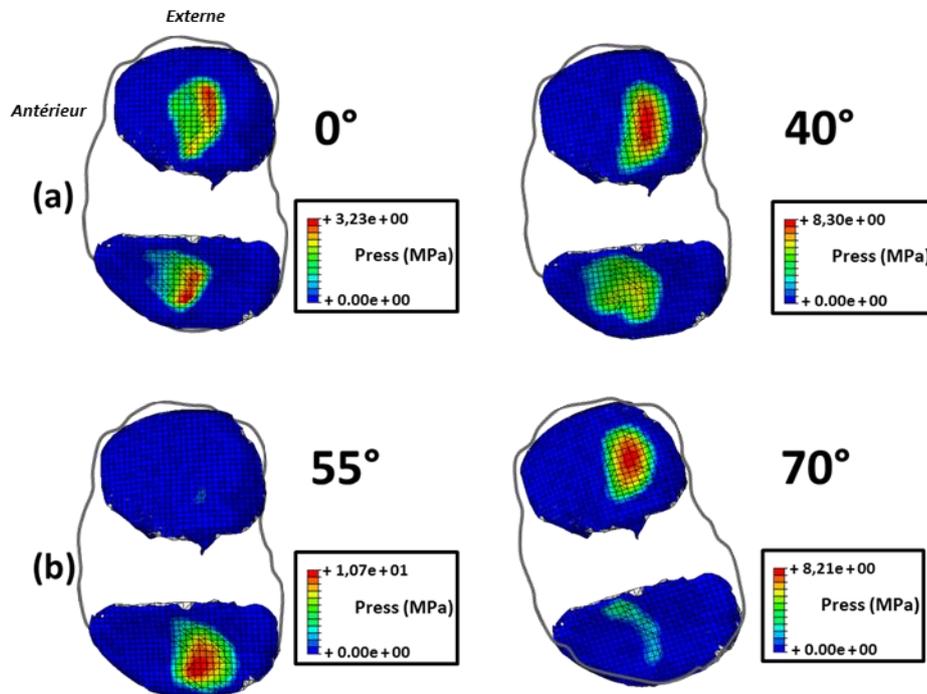


Figure III.24 : Répartition des pressions sur les cartilages tibiaux par un calcul mécanique basé sur le positionnement des os (a). Etat inachevé des pressions sur les cartilages tibiaux à l'interruption du calcul mécanique (b).

La résultante des forces est de 827 N et 2 736 N pour les angles de flexion de 0° et 40° respectivement. Ce calcul mécanique représente l'acquisition des positions physiologiques des os au cours de la flexion par la technique d'imagerie EOS. Au cours de ces acquisitions, un capteur de force était placé sous le pied du sujet afin qu'il maintienne un effort constant de 300 N. L'effort transmis par le genou devrait être légèrement inférieur, la gravité appliquée sur la partie inférieure de la jambe n'intervenant pas. Par conséquent les pressions obtenues sur les cartilages représentent cet effort de 300 N maximum transmis par le genou. Potentiellement une sur contrainte causée par les tissus mous du genou afin d'assurer sa stabilité pourrait être présente. Cependant les résultantes des pressions sur les cartilages à l'issu du calcul mécanique sont bien au-dessus de celles attendues, allant du double au décuple de l'effort transmis par le genou.

Par ailleurs la répartition des pressions ne semble pas physiologique pour les angles de flexion autres que 0° : elles ne sont pas équilibrées entre les deux condyles. Une

légère asymétrie est attendue étant donné la différence d'anatomie des deux condyles, cependant dans ces modèles les pressions sont principalement sur un seul condyle. Ce n'est pas la transmission d'efforts attendu d'une articulation bicondylienne saine.

Une précision de 0,8 mm du recalage n'est pas suffisante en elle-même pour connaître les contraintes subies par les tissus mous de l'articulation au cours du mouvement. Du fait de la forme des surfaces de contact, la pression sur les cartilages augmente très rapidement avec le rapprochement du fémur et du tibia. Pour le modèle représentant une flexion de 40°, la pression sur les cartilages tibiaux a été multipliée par 4 au cours du déplacement des derniers 0,8 mm avant la position physiologique. La théorie de Hertz permet d'évaluer en première approximation cette variation en supposant deux surfaces élastiques semi-infinies elliptiques. Selon cette théorie, la pression maximale P_{max} est liée à l'enfoncement δ par :

$$P_{max} \propto (\delta)^{9/2} \quad (\text{Eq. 4.1})$$

Une analyse EF dirigée par le déplacement des os n'est pas adaptée pour obtenir les contraintes subies par les tissus mous de l'articulation au cours d'un mouvement de flexion-extension.

En quelques mots :

- *Le recalage par projection est choisi car il est moins opérateur dépendant, plus précis, avec un temps de calcul raisonnable.*
- *Une analyse EF basée uniquement sur la position recalée des os ne donne pas des résultats satisfaisants.*

Conclusion

Au cours du **Chapitre II** un modèle géométrique du genou a été créé à partir d'images IRM. Ce modèle a pour but d'analyser une action de la vie courante, la montée d'une marche d'escalier. A cette fin, de nouvelles données ont été acquises pour obtenir des positions physiologiques de l'articulation au cours du mouvement. La technique d'imagerie utilisée ici est l'imagerie EOS, qui permet une liberté suffisante dans la zone d'acquisition pour effectuer le mouvement et une acquisition des images du genou dans un état fonctionnel, en position debout. Ces données seront comparées aux positions du modèle après obtention de l'équilibre mécanique global. Afin de faciliter la comparaison, les acquisitions ont été effectuées en contrôlant l'environnement mécanique à l'aide d'un capteur de force placé sous le pied du sujet.

Pour superposer les images EOS et le modèle géométrique, deux méthodes de recalage ont été comparées. La première méthode est simple, elle permet de comparer deux surfaces 3D entre elles. Elle utilise un modèle statistique de formes ajusté sur les images EOS ; des points remarquables sont sélectionnés sur les deux modèles des os et sont recalés. Cette méthode est très rapide, n'étant limitée que par la sélection des points remarquables mais extrêmement opérateur dépendante. Dans cette étude les os du genou ont été recalés avec une précision de 1,8 mm en moyenne sur la surface. La seconde méthode de recalage développée utilise un algorithme qui projette le modèle géométrique sur ses plans sagittaux et frontaux afin de le comparer directement avec les données du sujet. Contrairement à la première méthode, cette dernière n'est pas opérateur-dépendante. Le recalage est effectué en une heure maximum par acquisition, soit par angle de flexion du genou. Cette méthode permet un recalage d'une précision de 0,76 mm. Le modèle géométrique en lui-même n'est précis qu'à 0,8 mm, soit la taille d'un voxel des images IRM ayant servi à le créer. Cela signifie que le recalage ne peut pas avoir une meilleure précision que celle obtenue. La méthode de recalage retenue pour cette étude est le recalage par projection, moins sensible aux choix de l'opérateur et plus précise tout en gardant un temps de calcul raisonnable.

L'acquisition EOS et le recalage du modèle sur les données obtenues permettent d'obtenir les positions physiologiques du genou au cours du mouvement de flexion et d'y positionner les os du modèle géométrique avec une bonne précision. Cependant une analyse EF a été effectuée en contrôlant le déplacement des os et les résultats qu'elle fournit ne semblent pas physiologiques : les résultantes des pressions subies par les cartilages semblent trop importantes pour représenter les conditions d'acquisition des images EOS, et la répartition des pressions est très inégale entre les deux condyles pour les angles de flexion supérieur à 0°. Afin d'obtenir les contraintes dans les tissus mous du genou, une analyse EF doit être effectuée en étant dirigée en

force, par un environnement mécanique tel que celui des acquisitions EOS, afin de réaliser un équilibre global mécanique de l'articulation.

Chapitre IV. **Equilibre mécanique passif du genou pour différentes positions**

Introduction

L'objectif de ce chapitre est de faire une analyse Eléments Finis (EF) de l'équilibre mécanique du genou du sujet à différents angles de flexion. Dans le **Chapitre II**, un modèle géométrique a été créé à partir de l'IRM du sujet avec une attention particulière portée à la conservation de l'aspect patient-spécifique du modèle. Le **Chapitre III** portait sur l'acquisition des positions des os du genou lors de la flexion par l'imagerie EOS tout en contrôlant l'environnement mécanique, en particulier l'effort transmis par le genou. Ceci va permettre de valider l'analyse EF, réalisée avec des conditions aux limites mimant l'acquisition des images EOS, sur les données brutes du sujet. Comparer les positions des os obtenues après équilibre mécanique avec les positions physiologiques acquises pourra nous assurer de la confiance qui peut être portée aux résultats numériques obtenus. Pour ce faire deux modèles se focalisant sur la stabilité passive du genou ont été créés. Ils permettront d'obtenir les zones de pression sur les cartilages et la répartition des tensions dans les ligaments pour différents états de flexion du genou. Le premier modèle comporte les os fémur et tibia, les cartilages correspondants et les quatre principaux ligaments. Le deuxième modèle inclut en plus les ménisques. De plus, les conditions comparables appliquées aux modèles pour les différents angles de flexion-extension permettront de mesurer l'évolution relative des contraintes dans les tissus mous du genou durant ce mouvement. Le sujet étant sain ces résultats donneront une tendance pour les contraintes subies par les tissus mous lors de la flexion ; elle pourra être utilisable à l'avenir lorsque des simulations seront faites avec des appareillages médicaux ou pour comparer avec des genoux pathologiques. Une discussion portera sur l'apport de la complexité dans ce modèle.

Ce chapitre, qui décrit l'analyse EF portée sur le genou et sa validation est une version enrichie de l'article **Soft Tissues' Loadings on Healthy Knee at Different Physiological Flexions: A Coupled Experimental-Numerical Approach**, Boris Dousteysier, Jérôme Molimard, Chafiaa Hamitouche, Woo-Suck Han and Eric

Stindel, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, à paraître courant 2018 [Dousteyssier, 2018]. Il se divise en 5 parties. Tout d'abord le premier modèle va être présenté, avec la description des hypothèses de modélisation et les conditions aux limites appliquées. Ensuite les différents résultats obtenus par ce modèle vont être rapportés. Ces résultats comprennent les différences de position des os entre l'équilibre mécanique simulé et l'acquisition EOS, les zones de pressions et les contraintes subies par les ligaments. La troisième partie s'attardera sur les limites du modèle et l'interprétation des résultats obtenus. Une quatrième partie se focalisera sur les différences apportées par une modélisation hyper-élastique des ligaments par rapport à une modélisation élastique linéaire. Enfin dans la cinquième partie le deuxième modèle plus complet, avec l'inclusion des ménisques, va être présenté avec une emphase portée sur les conditions dans lesquelles il peut être fiable et les apports à réaliser en cas contraire.

IV.1. Méthodologie

Ici les hypothèses qui ont été faites lors de la simulation de l'équilibre mécanique globale de l'articulation ainsi que les étapes nécessaires à son aboutissement vont être présentées.

IV.1.a. Modèle EF

Dans ces premiers modèles seuls le tibia et le fémur sont pris en compte pour les tissus osseux. La patella n'est pas incluse parce qu'elle peut être négligée dans cette analyse orientée sur la stabilité passive. Les os étant beaucoup plus rigides que les autres composants de l'analyse, ils sont considérés comme des corps rigides. Les cartilages sont des tissus poroviscoélastiques ; cependant cette analyse étant statique, la viscosité et la porosité n'auront aucun impact dans l'équilibre du modèle. Ainsi ils sont modélisés comme une seule phase élastique linéaire et comme un matériau isotrope avec un module élastique d'Young $E = 12 \text{ MPa}$ et un coefficient de Poisson $\nu = 0,45$ [Yao, 2006]. Les cartilages sont liés à leurs os respectifs avec l'outil « *tie* », ce qui implique qu'un nœud lié est totalement solidaire à son homologue sur l'autre composant. Le contact entre les deux cartilages est défini comme « *hard* », signifiant

qu'aucune intersection n'est permise entre les deux surfaces en contact. Un coefficient de frottement de $\mu = 0,08$ a été choisi. Finalement les ligaments modélisés sont les quatre ligaments principaux : le LCA, le LCP, le LLE et le LLI. Ils sont modélisés par des éléments treillis, des poutres ne travaillant qu'exclusivement en tension. Les éléments modélisant les ligaments sont attachés sur leurs zones d'insertion segmentées. Les éléments poutres sont considérés comme isotropes transverses. Les sections des ligaments sont constantes et leurs superficies sont de 42, 60, 18, 25 mm² respectivement pour les LCA, LCP, LLE et LLI. Longitudinalement, ils sont modélisés comme des matériaux hyper-élastiques suivant la courbe contrainte-déformation donnée par Weiss et Gardiner [Weiss and Gardiner, 2001]. Cette courbe est donnée Figure IV.1. Dans la position jambe tendue, tous les ligaments ont une tension initiale de 100 N [Oh, 2014]. Les angles de flexion différents impliquent des longueurs initiales différentes pour les ligaments, les tensions initiales ont été ajustées afin de correspondre à une tension de 100 N pour la longueur du ligament en position jambe tendue. Le point d'insertion inférieur du LLE est sur la fibula. Mais, étant donné que les os sont modélisés en tant que corps rigides, la fibula n'a pas d'autre rôle pertinent dans cette simulation. Afin d'alléger le modèle, un élément a été ajouté sur le tibia pour obtenir la position physiologique de l'insertion du LLE sur la fibula. Le modèle géométrique est présenté dans la Figure IV.2. Il est composé de 43 558 éléments volumiques linéaires (éléments tétraèdres, hexaèdres et prismes).

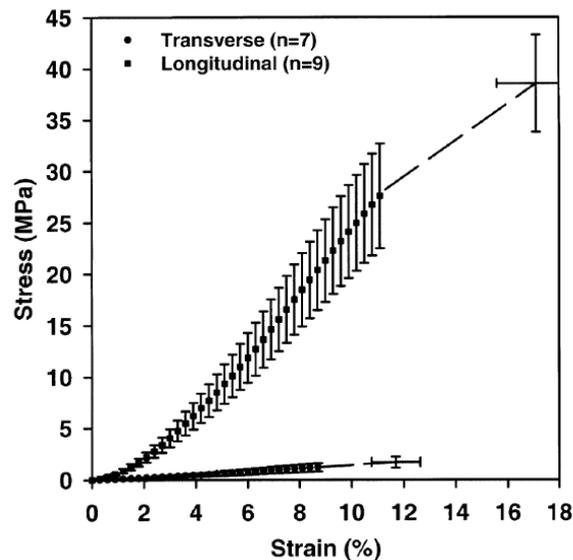


Figure IV.1 : Courbe contrainte déformation d'un LLI dans les directions transverse et longitudinale. (D'après [Weiss and Gardiner, 2001])

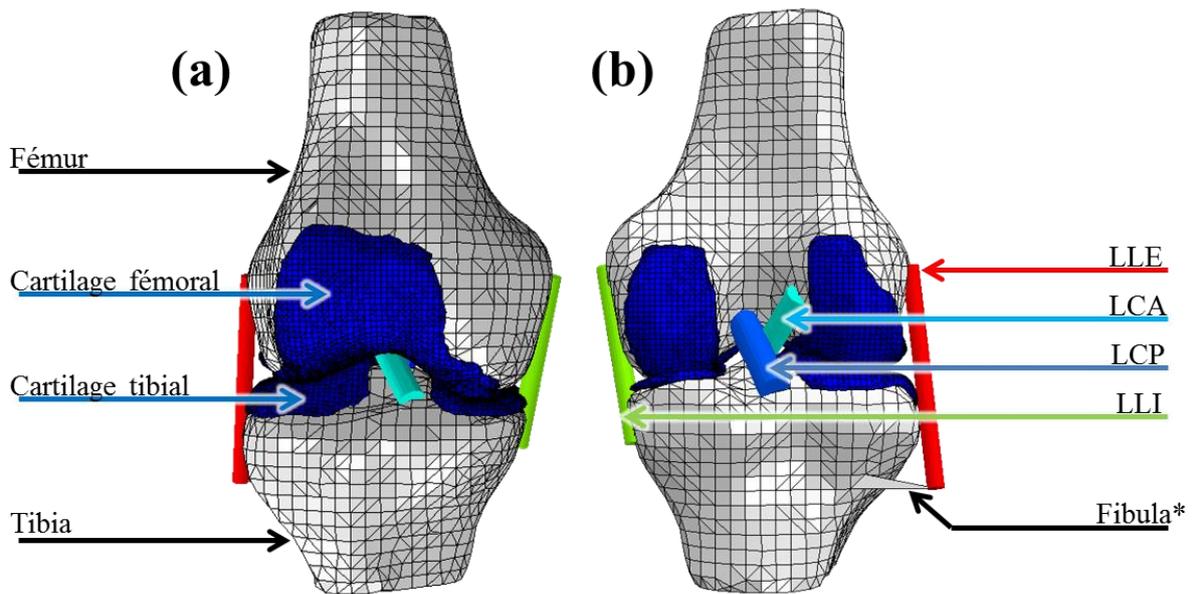


Figure IV.2: Modèle EF de l'articulation du genou. (a) Vue de face. (b) Vue de l'arrière. *élément ajoutée sur le tibia pour atteindre le point d'insertion inférieur physiologique du LLE.

IV.1.b. Simulations numériques

Les simulations numériques sont faites sur ABAQUS® (version 6.13, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Le but de chaque simulation est de recréer les conditions expérimentales de l'acquisition des données EOS. Cependant nous avons vu qu'une erreur expérimentale créait un biais sur l'inclinaison du tibia. Cette inclinaison modifie les efforts appliqués sur l'articulation, en altérant légèrement les efforts transmis le long de l'os (altération calculée de l'ordre de 10% avec des efforts transmis de $283,0 \text{ N} \pm 23 \text{ N}$) et notamment en ajoutant des effets de couple. Le moment créé s'applique principalement selon l'axe de rotation de la flexion principale, il est compensé par les muscles de l'articulation. Dans ce premier modèle les muscles ne sont pas pris en compte, aussi le choix a été fait de modéliser les conditions aux limites désirées dans le protocole expérimental. Cette hypothèse permet de simplifier les conditions aux limites en supprimant le moment qui devrait être compensé par des composants de l'articulation non modélisés. Par ailleurs elle permet d'uniformiser l'effort transmis le long du tibia. Cette partie de l'hypothèse n'est pas conséquente, l'effort transmis variant peu, et permettra une comparaison plus homogène des résultats obtenus pour les différents angles de flexion modélisés.

Pour recréer les conditions expérimentales du protocole d'acquisition des données EOS, la position initiale des os est celle recalée sur les images EOS comme vu dans le **Chapitre II**, puis l'ensemble est pivoté afin que le tibia soit en position verticale. En positionnant les os physiologiquement, une intersection entre le cartilage du fémur et celui du tibia peut être observée pour chaque angle de flexion. Afin de définir un contact entre les surfaces des deux cartilages cette intersection parasitaire devra être supprimée. La simulation numérique est décomposée selon les étapes suivantes :

- (i) Déplacer légèrement le tibia vers le bas pour enlever cette intersection, en gardant le fémur bloqué,
- (ii) Mettre les conditions aux limites du protocole expérimental,
- (iii) Obtenir l'équilibre mécanique global du genou en appliquant la charge à l'instar du protocole expérimental.

Tout au long de l'analyse, le fémur est fixé dans l'espace ; tous les degrés de liberté du tibia sont initialement bloqués aussi. Les étapes du calcul par éléments finis sont toutes récapitulées dans la Figure IV.3. La première étape consiste en la translation du tibia le long de son axe jusqu'à ce qu'il n'y ait plus d'intersection entre les cartilages (b). À ce point, le contact entre les cartilages est mis en place et la force est appliquée sur le tibia : 300 N le long de son axe (c). Ensuite tous les degrés de liberté sont relâchés sauf la rotation dans le plan sagittal qui correspond à l'angle de flexion du genou. Le calcul par éléments finis est effectué jusqu'à atteindre l'équilibre mécanique global du genou (d). Une fois atteinte, la position d'équilibre du tibia est comparée avec sa position initiale, liée directement aux données expérimentales, afin de valider le modèle.

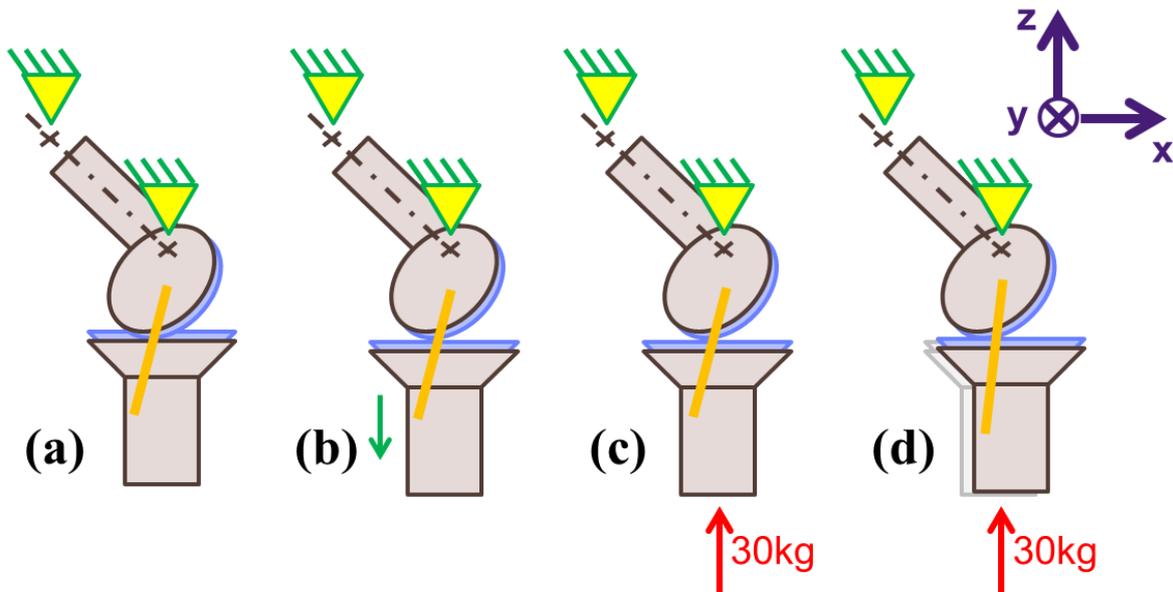


Figure IV.3 : Etapes de l'analyse par éléments finis : (a) Position initiale. (b) Retrait du tibia et suppression de l'intersection initiale des cartilages. (c) Addition du contact et des conditions aux limites du protocole expérimental. (d) Equilibre mécanique global du genou.

En quelques mots :

- *Le modèle EF se focalise sur la stabilité passive du genou.*
- *Ses conditions aux limites correspondent aux conditions expérimentales désirées des acquisitions EOS.*
- *Une comparaison est effectuée entre l'équilibre mécanique global atteint et les données expérimentales.*

IV.2. Résultats

Ici sont présentés les résultats obtenus après que l'équilibre mécanique global a été atteint pour les différents angles de flexions. Les résultats recherchés sont la position du tibia, les champs de pression sur les cartilages et les contraintes moyennes dans les ligaments.

IV.2.a. Position du tibia

Le premier résultat obtenu est la position du tibia. La comparaison de cette position avec les données initiales d'EOS assure si le modèle et l'équilibre global atteint sont effectivement physiologiques. Sur la Figure IV.4 représente pour chaque nœud la distance euclidienne entre leur position après que l'équilibre mécanique global est atteint et leur position mesurée expérimentalement, et ce pour les quatre angles de flexion étudiés : 0° , 40° , 55° et 70° . Pour l'angle de flexion de 0° , l'écart entre la simulation et l'expérience est très faible pour tous les points du tibia : l'écart maximal observé s'élève seulement à 0,7 mm avec une moyenne de 0,32 mm. Pour l'angle de flexion de 40° , cet écart reste minime : pour 97 % des nœuds, leur position obtenue par éléments finis est au plus à 2 mm de leur position mesurée par EOS. En moyenne ils sont à 1,29 mm et l'écart le plus grand observé est de 2,66 mm. Le gradient de distances suggère que cette différence de position est due à une rotation selon l'axe de l'os, estimée à $2,6^\circ$. Pour la simulation d'angle de flexion de 55° , l'écart varie de 1,75 mm à 5,24 mm, avec 81 % des nœuds à moins de 4 mm. Ici la distance moyenne entre la simulation et l'expérience est de 3,4 mm. Encore une fois ces écarts sont dus à une rotation, cette fois principalement sur le plan frontal, estimée à $3,7^\circ$. Finalement pour l'angle de flexion de 70° , les écarts observés sont entre 4,0 mm et 5,2 mm, avec une moyenne de 4,54 mm. Ici la cause principale de cet écart est une translation antérieure, le déplacement le long de cet axe allant de 3,8 mm à 5,0 mm. Les extrêmes et moyennes des écarts de position pour les différents cas sont recensés dans la Table IV.1.

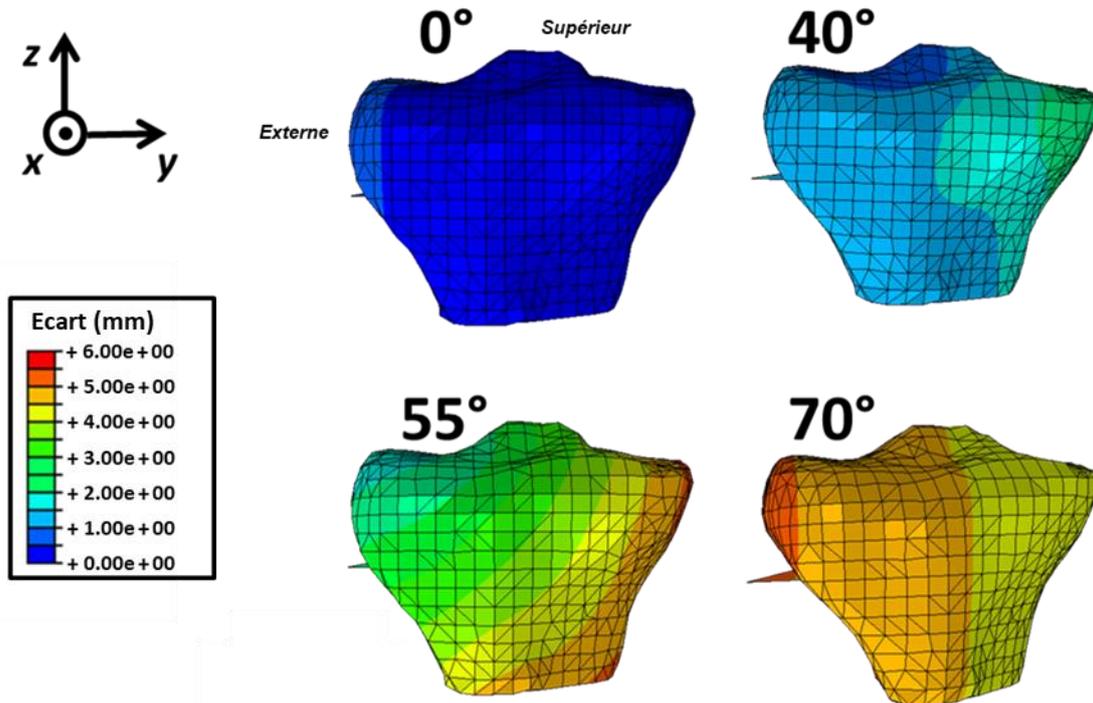


Figure IV.4 : Distribution de l'écart de position pour chaque nœud entre sa position après équilibre mécanique et sa position mesurée sur les données expérimentales. Vue frontale.

Table IV.1: Extrêmes et moyennes des écarts entre les positions des points après équilibre mécanique global et leur position mesurée expérimentalement.

angle de flexion	Ecart de position (mm)		
	minimum	moyenne	maximum
0°	0,03	0,32	0,69
40°	0,59	1,29	2,66
55°	1,75	3,40	5,24
70°	3,98	4,54	5,16

IV.2.b. Champs de pression sur les cartilages

Les différentes cartographies de pression sont montrées pour les quatre simulations sur la Figure IV.5. Dans chaque cas la pression est plutôt équilibrée sur les deux condyles, avec une surpression légère sur le condyle externe. En outre, le point de pression maximale suit la ligne de contact décrite dans d'autres études [Akbari

Shandiz, 2016]. La pression maximale pour les angles de flexion différents est 3,43, 5,34, 5,89 et 5,23 MPa pour respectivement 0°, 40°, 55° et 70°. Nous pouvons aussi remarquer que la zone sous pression est un peu plus étendue pour l'angle de flexion de 0°, et plus concentrée pour 40°, 55° et 70°.

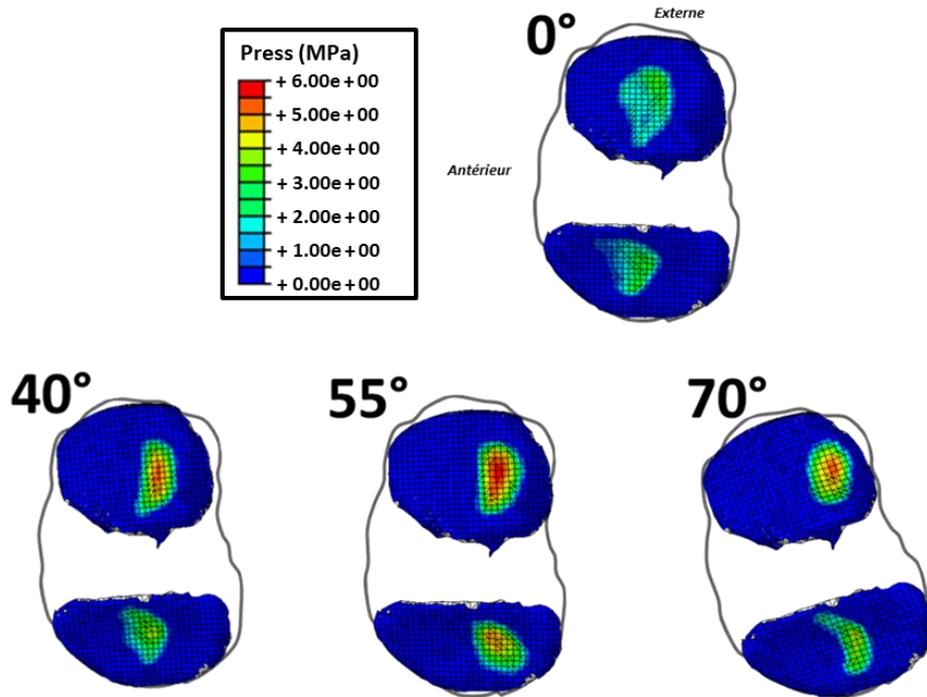


Figure IV.5 : Cartographie des zones de pression sur les cartilages du tibia après l'équilibre global du genou. Vue transverse.

IV.2.c. Contrainte moyenne dans les ligaments

Finalement le dernier résultat recherché est la répartition des contraintes dans les ligaments selon l'angle de flexion. Les ligaments latéraux supportent plus de contraintes pour les angles de flexion les plus bas, avec leur maximum à l'angle de flexion de 0° avec 12,07 et 7,37 MPa pour le LLE et le LLI respectivement, puis les contraintes diminuent constamment avec l'augmentation des angles de flexion jusqu'à ce que le LLE atteigne 3,07 MPa et que le LLI soit totalement détendu pour un angle de flexion de 70° (Figure IV.6). A l'angle de flexion de 40°, les contraintes sont équilibrées entre les différents ligaments, mais pour les angles de flexion plus grands, elles sont concentrées dans les ligaments croisés. Les contraintes dans les ligaments

croisés sont faibles à 2,43 et 2,13 MPa pour les LCA et LCP respectivement dans la position jambe tendue jusqu'à atteindre un sommet à 55° avec des contraintes de 13,27 MPa et 10,41 MPa.

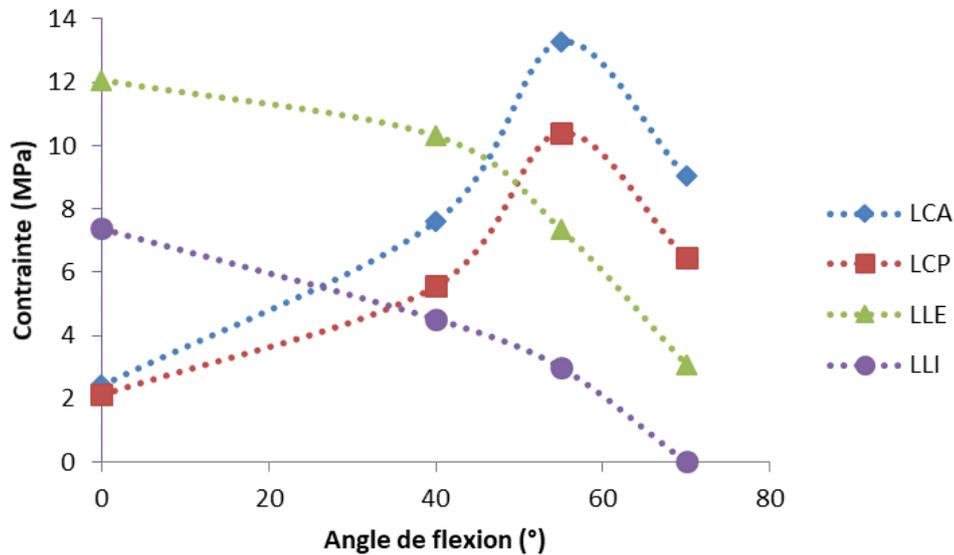


Figure IV.6 : Contrainte dans les ligaments en fonction de l'angle de flexion.

En quelques mots :

- *Les résultats obtenus après équilibre mécanique global sont :*
 - *la position du tibia par rapport à la position mesurée sur les images EOS,*
 - *les champs de pression sur les cartilages tibiaux,*
 - *les contraintes moyennes dans les ligaments.*

IV.3. Discussion

Dans cette partie les résultats précédemment présentés vont être interprétés et les limites du modèle vont être explicitées. Tout d'abord les hypothèses faites lors de cette analyse vont être discutées, puis l'interprétation des résultats de positionnement du tibia va donner la validation du modèle. Ensuite une attention va être portée sur les lacunes du modèle et la potentielle importance de leur influence sur les résultats. Enfin l'aspect physiologique des zones de pression sur les cartilages et des contraintes dans les ligaments va être étudié.

IV.3.a. Conditions aux limites et propriétés matériaux

Ce premier modèle d'articulation du genou patient-spécifique représente une simulation d'un mouvement de montée de marche d'escalier sous faible charge. Il se décompose en plusieurs étapes quasi statiques aux angles de flexion de 0° , 40° , 55° et 70° . Il est construit en combinant l'imagerie EOS et une acquisition d'IRM du volontaire. Les données IRM sont la base du modèle géométrique et les données EOS ont apporté les positions osseuses physiologiques pour ces différents angles de flexion. Ce modèle se concentre sur la stabilité passive du genou et donc les parties modélisées du genou sont les os (le fémur et le tibia modélisés en tant que corps rigides), les cartilages (par des éléments isotropes élastiques et linéaires) et les ligaments (LCA, LCP, LCM et LCL par des éléments de treillis hyper élastiques). Dans cette première simulation l'influence du type des éléments utilisés pour représenter les cartilages (ici des éléments linéaires) n'est pas encore vérifiée. Une prochaine étape devra utiliser des éléments quadratiques et vérifier si les résultats sont assez différents pour justifier le temps de calcul supplémentaire.

L'hypothèse la plus importante sur les conditions aux limites est le choix de modéliser les conditions désirées par le protocole expérimental plutôt que celles effectivement appliquées lors de l'acquisition. En effet l'inclinaison du tibia crée un effort tangent de l'ordre de 100 N à son extrémité distale dans le cas le plus sévère (pour l'angle de flexion de 70°). Cet effort tangent combiné au bras de levier de cet os long crée un moment non négligeable qui doit être compensé par les muscles de l'articulation. L'action des muscles à son tour imposera une pression supplémentaire sur les cartilages tout en ajoutant de la stabilité en rendant l'articulation hyperstatique. L'action des muscles non modélisés ici modifiera la réponse des tissus mous du modèle. Ceci peut être une explication de l'écart observé entre les données obtenues après modélisation de l'équilibre mécanique global du modèle passif avec les données

mesurées expérimentalement, écart qui croît globalement avec l'augmentation de l'angle de flexion et donc de l'influence de l'erreur expérimentale. Cependant l'hypothèse de modéliser les conditions désirées par le protocole d'acquisition est nécessaire, sans la modélisation des muscles pour compenser ce moment créé par l'inclinaison du tibia, le modèle passif ne pourrait pas atteindre l'équilibre. Afin de modéliser effectivement l'acquisition des données EOS, l'ajout des muscles et de leur action dans le modèle devra être une priorité, en particulier pour les angles de flexion importants.

Le contact entre les cartilages est défini comme « *hard* » (sans intersections) avec un coefficient de frottement $\mu = 0,08$. Ce coefficient de frottement est trop fort mais il est le plus proche possible de la littérature ($\mu = 0.02$ [Mow, 1997]) tout en permettant à la simulation d'atteindre l'équilibre mécanique. La simulation limitante pour ce coefficient est celle avec un angle de flexion de 55° . Dans cette simulation l'équilibre statique ne peut pas être atteint parce que le tibia semble glisser sur le fémur. C'est une limitation claire du modèle qui devra être traitée dans l'avenir.

La simulation numérique comprend 3 étapes – le déplacement du tibia vers le bas tout en gardant le fémur bloqué pour enlever l'intersection des cartilages, la mise en place des conditions aux limites du protocole expérimental, et enfin la mise à l'équilibre mécanique du genou dans les conditions du protocole expérimental. En moyenne, chaque simulation prend environ 1100 s de temps CPU, ce qui correspond à 30 minutes de temps réel.

IV.3.b. Validation du modèle EF par la position de l'os

Après la création du modèle EF et une fois que les simulations sont réalisées, la première étape est de revenir aux données expérimentales, c'est-à-dire aux images d'EOS, afin de s'assurer que ce modèle est physiologiquement correct. La position physiologique des os dans l'articulation du genou donnée par l'image d'EOS est comparée avec leur position obtenue par la simulation EF après que l'équilibre mécanique global du genou est atteint sous les mêmes conditions aux limites. Les résultats numériques sont en bon accord avec les données des images EOS. Pour les deux angles de flexion les plus faibles ils sont aussi bons qu'ils peuvent l'être : la précision du recalage entre le modèle 3D et les données brutes d'EOS est inférieure à 1 mm, signifiant qu'après l'équilibre, une différence de position sur le tibia (seule partie mobile du modèle) de 2 mm est dans la gamme de précision des données d'EOS. Ainsi dans cet intervalle de distance on ne peut discerner si l'explication de l'écart entre la simulation et les données expérimentales est :

- (i) Une très faible erreur sur la position donnée par l'équilibre mécanique obtenu par simulation numérique,
- (ii) La mesure de position des données expérimentales qui pourraient légèrement être améliorée.

Pour rappel, cette précision correspond à seulement deux voxels dans les données obtenues par l'IRM. Donc, la simulation en position jambe tendue avec un écart de position maximal à 0,7 mm est totalement dans sa position physiologique et la simulation à l'angle de flexion de 40°, avec 97 % de ses nœuds à moins de 2 mm de leur correspondant expérimental, est presque parfaitement alignée sur les données expérimentales. Pour la simulation de l'angle de flexion de 55°, la position finale des os est très positive ; 81 % sont au maximum à deux fois l'amplitude de précision, ce qui est dans une zone d'erreur acceptable. Cependant ce modèle peut être mis en doute pour la simulation à l'angle de flexion de 70°. Dans ce cas, chaque nœud est au moins à 4 mm de leur position visée. Cependant, dans ce cas particulier nous avons vu que cet écart est surtout due à une translation antérieure du tibia. À cet angle de flexion, le tibia semble commencer à glisser plus que son mouvement physiologique donné par les images d'EOS. La hauteur d'une marche variant de 130 mm à 210 mm, nous avons conduit le protocole entier pour un cinquième angle de flexion, pour le cas correspondant à une marche élevée. Une image EOS avec une marche d'une hauteur de 200 mm a été prise et la simulation numérique correspondante a été lancée. Cependant cette simulation ne pouvait pas atteindre l'équilibre : l'incrément de temps pour le calcul n'était jamais assez petit. Sur le résultat incomplet, nous pouvons observer une translation antérieure, semblable à la simulation à l'angle de flexion de 70°. Il est très probable qu'à ces grands angles de flexion, le tibia commence à glisser sur le fémur et que les ligaments ne suffisent plus à stabiliser l'articulation du genou modélisée.

IV.3.c. Améliorations possibles de la stabilité

Ce modèle simplifié ne tient pas compte de quelques éléments de stabilisation qui seraient directement en opposition d'une telle translation, comme les ménisques ou les groupes musculaires. En tenant compte de cela, l'ajout des ménisques est la prochaine étape pour le développement de ce modèle. Dans deux des simulations, nous pouvons aussi remarquer une légère rotation de l'os le long de son long axe. Ceci peut être dû au manque de contact entre les ligaments et leur environnement. En l'état du modèle, rien n'empêche l'intersection des ligaments croisés, alors que physiologiquement ils s'enrouleraient l'un sur l'autre et empêcheraient cette rotation. Cependant cette rotation est très faible, et y remédier n'est peut-être pas essentiel étant donné à quel point cela pourrait complexifier le modèle. L'ajout de conditions de contact entre les

ligaments et l'os peut aussi légèrement modifier la façon dont le LLE agirait sur le modèle ; en ajoutant un léger bras de levier sur son insertion tibiale et rendant peut-être l'articulation du genou plus stable dans son ensemble. Encore une fois, le changement pourrait s'avérer être trop négligeable pour faire de cet ajout dans le modèle une priorité. Finalement, plus l'angle de flexion est important, plus la stabilité active semble être effective. Ce modèle se focalise sur la stabilité passive mais la stabilité active est peut-être nécessaire pour un équilibre mécanique global aux angles de flexion les plus importants, en particulier si le genou est chargé. Etant donné que la patella peut être segmentée sur des images EOS, un modèle futur pourrait impliquer une patella recalée sur les données expérimentales, fixée dans l'espace comme le fémur, et liée au tibia avec le tendon patellaire.

IV.3.d. Champs de pression sur les cartilages et contrainte ligamentaire

Ce premier modèle, même incomplet, montre toujours des comportements très physiologiques. En plus de la position osseuse correcte, nous pouvons observer sur les champs de pression que les points où la pression est la plus élevée sont en accord avec le chemin de contact décrit par Akbari Shandiz *et al.* [Akbari Shandiz, 2016]. La pression est plutôt bien équilibrée entre les deux condyles, résultat attendu d'un genou sain. Nous pouvons séparer deux types de champs de pression durant le mouvement de flexion ; d'un côté la jambe tendue et de l'autre le genou fléchi. Dans le premier cas, à l'angle de flexion de 0° , nous pouvons observer que la zone sous pression est plus étendue et que la pression maximale, s'élevant à 3,43 MPa, est très inférieure par rapport aux cas du genou fléchi. Tandis que pour les angles de flexion de 40° , 55° et 70° , la zone sous pression est plus concentrée avec une pression maximale autour de 5,5 MPa. Cette dichotomie dans les champs de pression est expliquée par la surface de contact des condyles de fémur. À l'angle de flexion de 0° la courbure de la surface de contact est plus faible, permettant une meilleure stabilité pour le genou en position debout, permettant un maintien plus confortable de cette position pour une longue période de temps. Pour les autres angles de flexion, la courbure est plus grande, facilitant le mouvement de flexion et rendant ce mouvement plus fluide en général. De plus, la surpression légère sur le condyle externe met en avant une différence dans la fonction des deux condyles : le condyle interne, d'une géométrie concave, dirige le mouvement de flexion-extension tandis que le condyle externe, étant convexe, supporte une charge plus élevée.

Ces champs de pressions permettent de déterminer le chemin de contact des deux cartilages. Les zones de pressions et le point de contact déterminé comme étant le point de plus forte pression sont représentés Figure IV.7. Dans son étude, Walker *et al.*, utilise une méthode basée sur la géométrie de l'articulation afin de mesurer la cinématique

de l'articulation et le chemin de contact sur les cartilages [Walker, 2015]. Pour cela la cinématique de 10 genoux cadavériques est acquise à l'aide de marqueurs externes, puis pour décrire la cinématique du genou, deux cercles parallèles et égaux sont recalés sur les parties postérieures des condyles interne et externe. La ligne reliant les deux centres des cercles déterminent l'axe de rotation du genou. En assimilant la géométrie de l'os à cet axe de rotation, les zones de contact sont déterminées comme le minimum de distance entre les deux os à chaque instant du mouvement. Le chemin de contact déterminé comme le maximum de pression après équilibre mécanique global du modèle concorde avec les résultats observés dans l'étude de Walker *et al.* : tout au long de la flexion, le point de contact reste centré pour le condyle interne, par contre pour le côté externe le point de contact commence au centre du condyle à 0° de flexion et se déplace vers la partie postérieure, légèrement en direction interne, du plateau tibial avec l'augmentation de l'angle de flexion. Cette différence de chemin de pression souligne le rôle de guide de la flexion-extension pour le condyle interne.

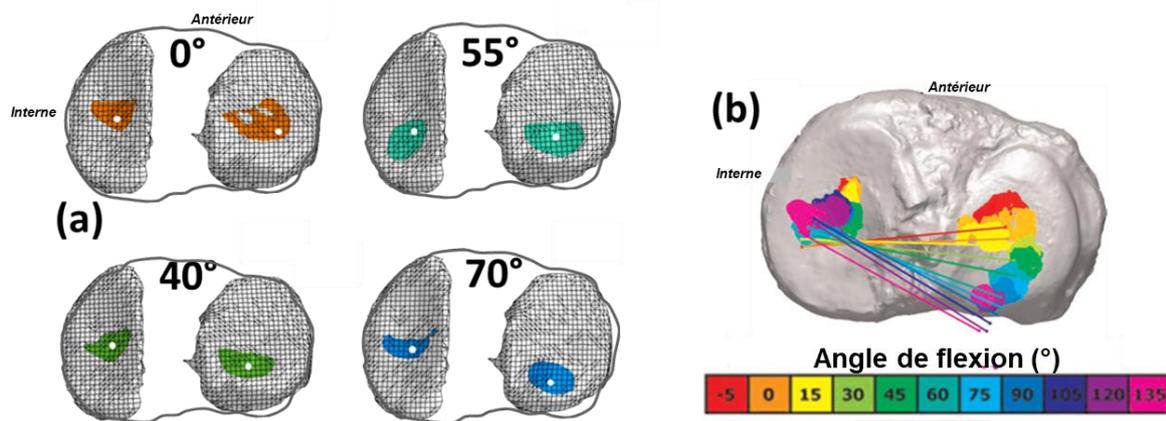


Figure IV.7: Zones de contact déterminées avec zone de pression avec mise en évidence du point de maximum de pression (a). Zone de contact par détermination de la moindre distance entre le fémur et le tibia avec mise en évidence de l'axe de rotation (b). (D'après [Walker, 2015])

Les contraintes dans les ligaments mettent eux aussi en évidence des fonctions différentes pour chacun. Les ligaments latéraux garantissent la stabilité d'articulation du genou en extension tandis que les croisés prennent la relève lors de la flexion. Nous pouvons remarquer que c'est normalement le LLI qui est le plus chargé des deux ligaments latéraux [Dufour, 2017], ce qui n'est pas le cas ici ; le léger varus (4,5°) dont souffre le volontaire pourrait constituer une explication raisonnable. Une contrainte maximale dans les ligaments croisés au cours du mouvement est notée autour de 55°.

Il est dû à la cinématique complexe du fémur sur le plateau tibial, qui combine à la fois translation et rotation, mais aussi aux zones d'insertion supérieure des ligaments croisés sur le fémur. Par ailleurs cette valeur reste qualitative, considérant la faible discrétisation des angles de flexion.

En quelques mots :

- *Le modèle EF est validé par une comparaison aux données expérimentales.*
- *L'équilibre mécanique global atteint est physiologique pour les angles de 0° et 40°.*
- *Les résultats sont prometteurs pour 55° et 70°.*

IV.4. Etude de l'apport des propriétés matériaux des ligaments

Lors du processus de développement du modèle, l'apport des propriétés mécaniques hyper élastiques des ligaments a été étudié. Le but principal était de discerner s'il était nécessaire d'ajouter des propriétés matériaux plus complexes ou si une modélisation élastique linéaire des ligaments suffisait. Ce paragraphe va être divisé en deux sous parties, une première présentant les différences de modélisation par rapport au modèle précédent, et une seconde présentant les apports d'une modélisation hyper élastique des ligaments par rapport à une modélisation élastique linéaire en vue de savoir l'influence de ces améliorations l'une après l'autre.

IV.4.a. Différences de modélisation

Le modèle utilisé dans cette étude est principalement identique au modèle décrit dans IV.1.a. Les composants de l'articulation modélisés sont les mêmes : les os (fémur et tibia) en corps rigides, les cartilages associés comme une phase élastique linéaire avec des propriétés matériaux isotropes, et les ligaments modélisés en éléments treillis. Les principales différences sont les propriétés matériaux des ligaments, paramètres

étudiés lors de cette étude, et le coefficient de frottement entre les cartilages. Premièrement en ce qui concerne les propriétés matériaux des ligaments, les deux cas étudiés sont des propriétés hyper-élastiques suivant la courbe contrainte-déformation donnée par Weiss et Gardiner [**Weiss and Gardiner, 2001**], et des propriétés élastiques linéaires avec un coefficient de Poisson de $\nu = 0,45$ et un module d'Young $E = 100$ MPa, ce qui est la linéarisation du cas hyper-élastique. Pour ce qui est du coefficient de frottement entre les cartilages, il est variable en fonction des cas proposés. A ce stade du développement du modèle le coefficient de frottement avait la valeur la plus proche possible de sa valeur physiologique : $\mu = 0,02$. Cependant le modèle manquait parfois de stabilité et l'équilibre mécanique ne pouvait pas être atteint. Ce coefficient de frottement était alors arbitrairement augmenté afin d'ajouter artificiellement de la stabilité à l'articulation et atteindre l'équilibre mécanique global, tout en restant aussi proche que possible de sa valeur physiologique. Cela implique que pour les cas les plus stables, notamment les angles de flexion faibles, il peut être à sa valeur physiologique, alors que dans les cas instables il sera très important : $\mu = 0,3$ pour l'angle de flexion de 70° avec des ligaments élastiques linéaire. Toutes les valeurs du coefficient de frottement prises au cours de l'étude sont regroupées dans la Table IV.2. Enfin les conditions initiales et les étapes de la simulation sont identiques à celles du modèle vu précédemment. Les os sont mis dans la position mesurée par les images EOS pour leur position initiale, le fémur est encastré tout au long de la simulation. Dans un premier temps le tibia est déplacé le long de son axe afin de supprimer l'intersection initiale, puis le contact sans intersection possible est ajouté entre les cartilages avec la force de 300 N appliquée expérimentalement sur le tibia et enfin tous les degrés de liberté du tibia sont libérés sauf la rotation sagittale qui représente l'angle de flexion du genou et l'équilibre mécanique global du genou est recherché.

Table IV.2 : Valeurs du coefficient de frottement utilisé suivant le cas simulé avec éléments de comparaison.

Angle de flexion	Coefficient de frottement	
	Elastique Linéaire	Hyper-élastique
0°	0,01	0,01
40°	0,07	0,08
55°	0,02	0,03
70°	0,3	0,03
Cartilage Littérature	≤ 0,02	
Fonte - Fonte (lubrifié)	0,07	
Contact non lubrifié	0,2 - 0,3	

IV.4.b. Apports d'une modélisation hyper-élastique des ligaments

Le premier résultat recherché est la contrainte dans les ligaments. Elle est présentée sur la Figure IV.8. Les contraintes obtenues avec une modélisation hyper-élastique restent dans une gamme de valeurs en accord avec les contraintes reportées Figure IV.1 page 107. Les ligaments ont un comportement similaire sur les trois premiers angles de flexion dans les deux cas : à 0° ce sont principalement les ligaments latéraux qui sont contraints, puis à 40° les contraintes sont réparties sur les quatre ligaments et enfin à 55° ce sont les ligaments croisés qui sont les plus contraints. Le premier résultat notable est la différence de comportement du LCP. Pour les équilibres mécaniques obtenus avec des ligaments élastiques linéaires, la contrainte dans le LCP est en constante augmentation avec une contrainte à 55° de 5,64 MPa et une contrainte de 7,50 MPa à 70°. Cependant pour les simulations avec des ligaments hyper-élastiques, la contrainte dans le LCP présente un maximum local à 55° avec une contrainte de 10,41 MPa contre 7,25 MPa à 70°. Nous avons vu que le coefficient de frottement avait grandement été augmenté pour cet angle de flexion afin d'ajouter une stabilité artificielle, avec $\mu = 0,3$ en élastique linéaire par rapport à $\mu = 0,03$ en hyper-élastique. Le comportement physiologique du LCP est donc sûrement plus proche du cas modélisé avec des propriétés mécaniques hyper-élastiques.

Un autre résultat notable est la contrainte globalement bien plus élevée dans les ligaments modélisés comme hyper-élastiques par rapport aux ligaments modélisés en matériaux élastiques linéaires. La représentation des ligaments comme des matériaux élastiques linéaires est une simplification de leur comportement très complexe, principalement représentative pour les déformations faibles des ligaments. Une

modélisation hyper-élastique est une représentation encore simplifiée mais plus réaliste en comportement mécanique des ligaments, prenant en compte leur changement de comportement entre faible déformation et grandes déformations. La présente étude couvre une large plage de fonctionnement des ligaments, allant des contraintes, et donc déformations, faibles où le comportement des ligaments est quasi linéaire à des contraintes où la modélisation hyper-élastique est nécessaire. Le cas des ligaments croisés est très représentatif. A 0° de flexion les contraintes obtenues selon les deux méthodes de modélisation sont équivalentes : en linéaire élastique $\sigma = 1,73$ MPa pour le LCA et $\sigma = 2,14$ MPa pour le LCP, contre $\sigma = 2,43$ MPa pour le LCA et $\sigma = 2,13$ MPa pour le LCP en hyper-élastique, alors qu'à 55° de flexion les contraintes obtenues selon la modélisation hyper-élastique des ligaments est aux alentours du double de celles obtenues selon la modélisation linéaire élastique ; avec des contraintes de $\sigma = 6,67$ MPa (LCA) et $\sigma = 5,64$ MPa (LCP) en linéaire élastique comparées à $\sigma = 13,27$ MPa (LCA) et $\sigma = 10,41$ MPa (LCP) en hyper-élastique. Des propriétés matériaux hyper-élastiques sont donc plus adaptées pour représenter le comportement varié des ligaments dans le cadre de cette étude.

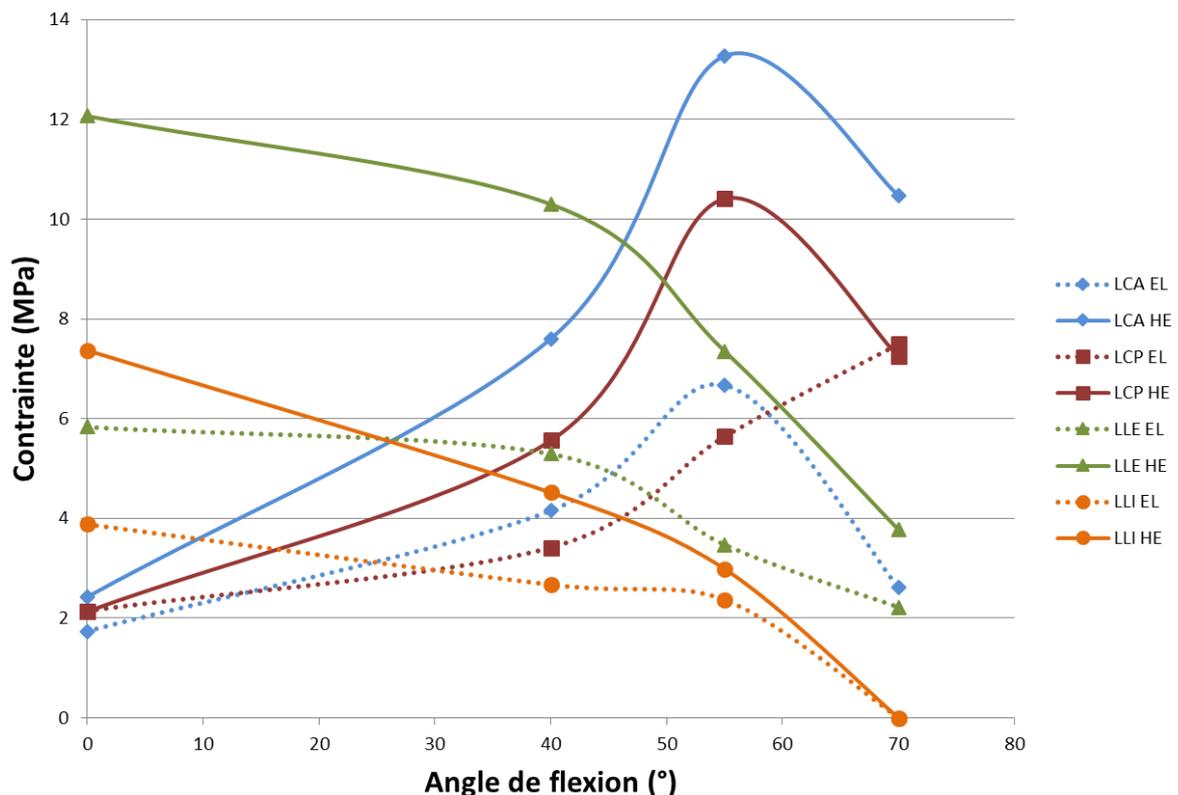


Figure IV.8 : Contraintes subies par les ligaments selon l'angle de flexion. Comparaison entre une modélisation hyper-élastique (trait plein) et élastique linéaire (trait pointillé)

Cette augmentation globale des contraintes dans les ligaments se répercute sur la pression subie par les cartilages. Sur le graphique Figure IV.9 on peut observer que le pic de pression est plus élevé dans les cas utilisant les propriétés matériaux hyper-élastiques, et ce pour tous les angles de flexion étudiés. L'écart le plus important est pour un angle de flexion de 55°, où la pression maximale sur les cartilages après l'équilibre mécanique de l'articulation est de 4,49 MPa pour des propriétés matériaux élastiques linéaires contre 5,83 MPa pour des propriétés hyper élastiques. Cet angle de flexion est aussi celui pour lequel la contrainte des ligaments est la plus élevée globalement. La modélisation des ligaments a des conséquences directes sur l'équilibre mécanique global du genou et sur les résultats recherchés.

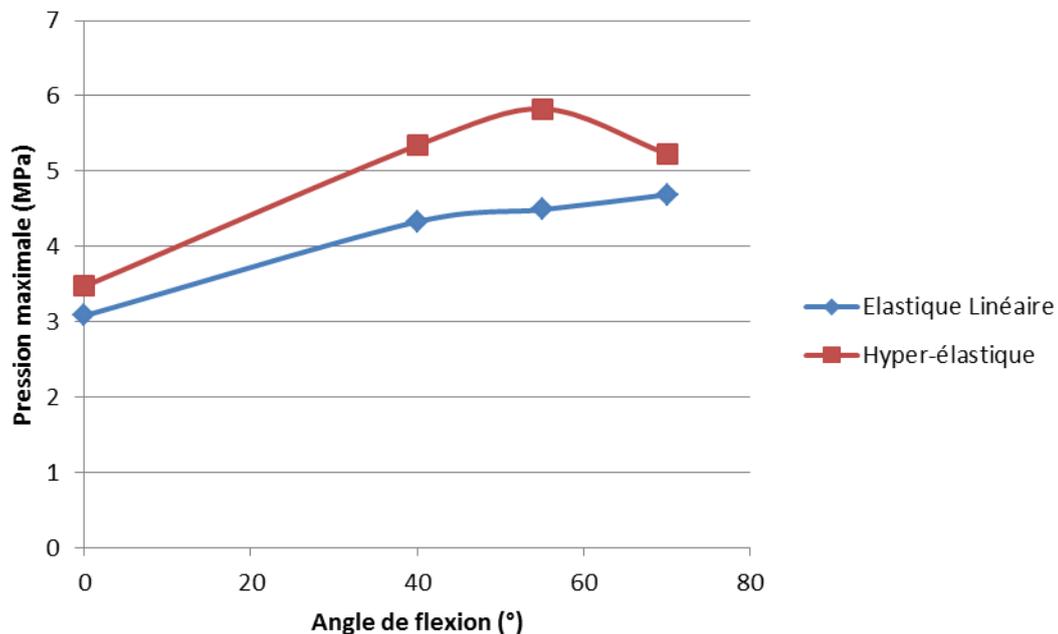


Figure IV.9 : Pression maximale sur les cartilages après équilibre mécanique global en fonction de l'angle de flexion pour deux propriétés matériaux des ligaments.

Le dernier résultat observable est le coefficient de frottement permettant d'atteindre l'équilibre mécanique. On peut noter que ce coefficient de frottement augmente légèrement avec l'ajout des propriétés hyper-élastiques pour les angles de flexion de 40° et 55°, respectivement de 0,07 à 0,08 et de 0,02 à 0,03. Cette augmentation est certainement due à l'augmentation de tension dans les ligaments, le modèle est globalement plus sur-contraint et la stabilité artificielle apportée par le coefficient de frottement doit être augmentée. Cependant il faut noter la nette amélioration dans le cas de la flexion à 70°. Le coefficient de frottement passe de 0,3 avec des ligaments linéaires élastiques à 0,03 avec des ligaments hyper-élastiques. Les ligaments,

notamment croisés pour cet angle de flexion, subissant une contrainte plus élevée permettent une stabilisation de l'articulation. Cet angle de flexion montre la nécessité de modéliser les ligaments avec des propriétés hyper-élastiques, en particulier pour des angles de flexion importants.

En quelques mots :

- *La nécessité d'une modélisation non linéaire des ligaments a été étudiée.*
- *Une loi de comportement hyper-élastique est indispensable pour représenter la physiologie des ligaments pour l'ensemble des angles de flexion.*

IV.5. **Avancées supplémentaires**

Suite au premier modèle, un second a été créé afin d'inclure les ménisques dans la modélisation. Nous allons voir les principales modifications entre les deux modèles, leur influence sur les résultats et les améliorations qu'il requiert encore.

IV.5.a. **Modifications du premier modèle**

Le deuxième modèle reprend en grande partie les éléments du premier modèle. Une modification notable est celle du coefficient de frottement qui définit le contact entre les cartilages. Dans le précédent modèle, il était à $\mu = 0,08$, dans celui-ci il est à $\mu = 0,02$, ce qui est la valeur qui représente la physiologie pour une modélisation élastique linéaire des cartilages ([Mow, 1997]). A part ce coefficient, le reste des éléments communs est identique au modèle précédent.

Aux composants du premier modèle, les os, cartilages et ligaments, s'ajoutent les ménisques. Comme les cartilages, les ménisques sont de tissus viscoélastiques. Cette analyse, comme la première, est statique, et encore une fois l'hypothèse est faite que la viscosité n'aura pas d'impact sur l'équilibre du modèle. Les ménisques sont modélisés comme une phase élastique linéaire et isotrope avec un module d'Young $E = 59 \text{ MPa}$ et un coefficient de Poisson $\nu = 0,45$ [Kwon, 2014]. Deux contacts sont ajoutés : entre les ménisques et le cartilage du fémur et entre les ménisques et les cartilages du tibia. Tout comme le contact entre les cartilages, ces contacts sont définis comme « *hard* », c'est-à-dire qu'il n'y a pas d'intersection permise entre les deux composants en contact. Comme pour le contact entre cartilages, un coefficient de frottement de $\mu=0,02$ a été pris. Les ménisques sont liés au tibia par leurs zones d'insertion segmentées sur l'IRM. Dans ces zones, plusieurs points sont choisis et liés au tibia par une liaison glissière d'axe vertical. Ceci veut dire qu'ils sont liés au tibia dans le plan transverse et pour toutes les rotations de l'espace. Par contre ils peuvent se déplacer par rapport au tibia selon l'axe de l'os. La liberté de mouvement des ménisques par rapport au tibia est montrée sur la Figure IV.10. Cette liberté est nécessaire car comme pour les cartilages, il y a une intersection initiale entre les ménisques et les cartilages. La première étape de la simulation est de supprimer cette intersection parasite et pour cela les ménisques doivent pouvoir être différenciés du tibia. Cette liberté des ménisques dans l'axe de l'os du tibia ne devrait pas contaminer les résultats, les ménisques étant enfermés entre le tibia et le fémur.

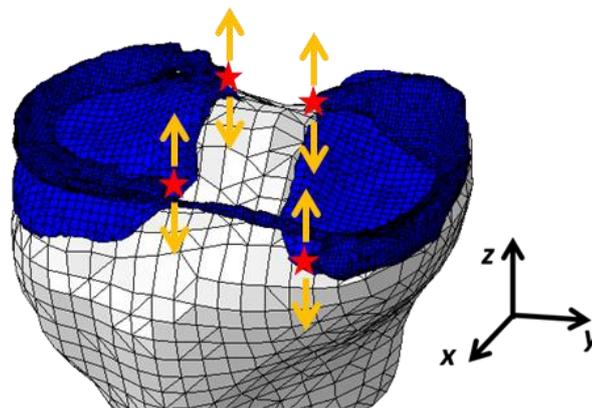


Figure IV.10 : Liaison des ménisques sur le tibia. Les étoiles surlignent les zones d'insertions, liées au tibia, en jaune est le seul mouvement possible des zones d'insertions.

La simulation numérique est composée des mêmes conditions aux limites et étapes que pour le premier modèle. Le fémur est fixé, et tous les degrés de liberté du tibia sont relâchés sauf l'angle de flexion observé. Les étapes de la simulation sont :

- (i) Déplacer légèrement le tibia et les ménisques selon l'axe du tibia pour enlever les intersections parasites initiales,
- (ii) Implémenter les contacts entre les différents composants et ajouter les 300 N appliqués sur le tibia lors de l'acquisition EOS,
- (iii) Relâcher tous les degrés de liberté du tibia, sauf la rotation sagittale *i.e.* l'angle de flexion, afin d'obtenir l'équilibre mécanique global du genou dans la configuration expérimentale.

IV.5.b. Résultats du second modèle : apport des ménisques

Sur les 4 cas étudiés, seuls deux ont atteint l'équilibre mécanique global avec ces paramètres du modèle. Les cas ayant atteint l'équilibre mécanique global sont ceux modélisant les angles de flexion faible, 0° et 40° . Ce sont effectivement les cas les plus stables où l'influence des ménisques est probablement la moins importante. Pour les simulations des angles de flexion de 55° et 70° , l'équilibre mécanique global ne pouvait pas être atteint à cause d'éléments trop distendus, donc subissant une contrainte trop importante. Nous reviendrons sur les causes et les solutions possibles de ces obstacles dans le paragraphe suivant.

Le premier résultat observable est toujours la position du tibia modélisé par rapport à sa position expérimentale. Pour le cas de flexion à 0° , l'écart de position entre le tibia modélisé après équilibre mécanique par rapport aux données mesurées sur l'image EOS est insignifiant. Tous les nœuds se trouvent à moins de 2 mm de leur position observée avec la plus grande différence ne dépassant pas 1,28 mm (en moyenne à 0,68 mm de leur position mesurée). Pour l'angle de flexion de 40° , l'écart reste encore très faible : 87% des nœuds sont à moins de 2 mm de leur position mesurée, avec une moyenne de 1,54 mm et l'écart le plus grand observé à 2,80 mm. Le gradient de distance par rapport à la position mesurée indique qu'il y a une rotation entre la position modélisée et la position mesurée. Cette rotation est dans le plan transverse et a été mesurée à $3,1^\circ$. On rappelle que la marge d'erreur sur la position de l'os par imagerie EOS est de 2 mm, ce qui veut dire que pour ces deux simulations, on peut considérer que les os sont dans leur position physiologique. Ces résultats sont comparés aux positions obtenues par le premier modèle (voir la Figure IV.11). Ces résultats sont importants car afin de gérer le contact entre les différents composants du modèle et supprimer l'intersection initiale, ils ont été déplacés sur une distance bien plus importante que dans le cas du premier modèle. Pour le cas de la flexion à 0° , le

tibia du premier modèle était déplacé de 0,75 mm contre 1,3 mm pour le modèle comportant les ménisques. Cette différence est encore plus importante pour le cas d'une flexion à 40° avec un déplacement de 1,75 mm sans les ménisques contre 5,5 mm avec. Le fait que la position obtenue après équilibre mécanique global soit la position physiologique atteste de la validation de cette gestion du contact.

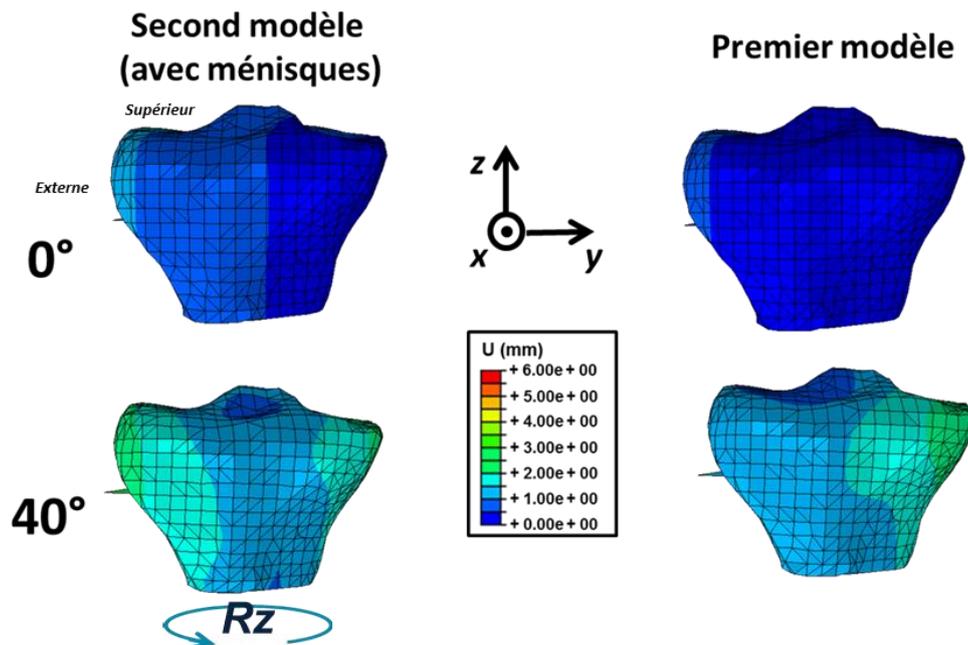


Figure IV.11 : Comparaison des deux modèles EF, avec et sans ménisques, par rapport aux écarts de distances entre position modélisée après équilibre mécanique global et position mesurée sur les images EOS. Vue frontale.

Le second résultat observé est les zones de pression sur les cartilages tibiaux et sur les ménisques. Ces zones de pression sont à nouveau bien équilibrées entre les deux condyles, avec des pics de pression de 3,07 MPa pour un angle de flexion de 0° et 4,19 MPa pour un angle de flexion de 40°. Les maximums de pression des ménisques étant bien plus faibles à 2,35 MPa pour 0° et 2,23 MPa à 40°. Les zones de pressions sur les cartilages tibiaux et ménisques sont observables Figure IV.12. Ces zones de pression sont de nouveau très comparables avec celles obtenues par le premier modèle. Il est notable que les zones de pressions sont situées en grande majorité sur les cartilages et non sur les ménisques. Cela démontre bien la différence de fonction entre ces deux composants de l'articulation : les cartilages transmettent les efforts entre les deux os de la jambe et les ménisques ont pour rôle d'aider au guidage du mouvement. On peut remarquer que les rares pressions sur les ménisques sont situées sur le ménisque interne. Pour rappel, la forme différente des deux condyles fait que le condyle externe

participera plus à la transmission d'efforts que son homologue et réciproquement le condyle interne a un rôle plus orienté sur le guidage du mouvement. Ceci est observable ici avec le ménisque interne participant à ce guidage et à la stabilité de l'articulation.

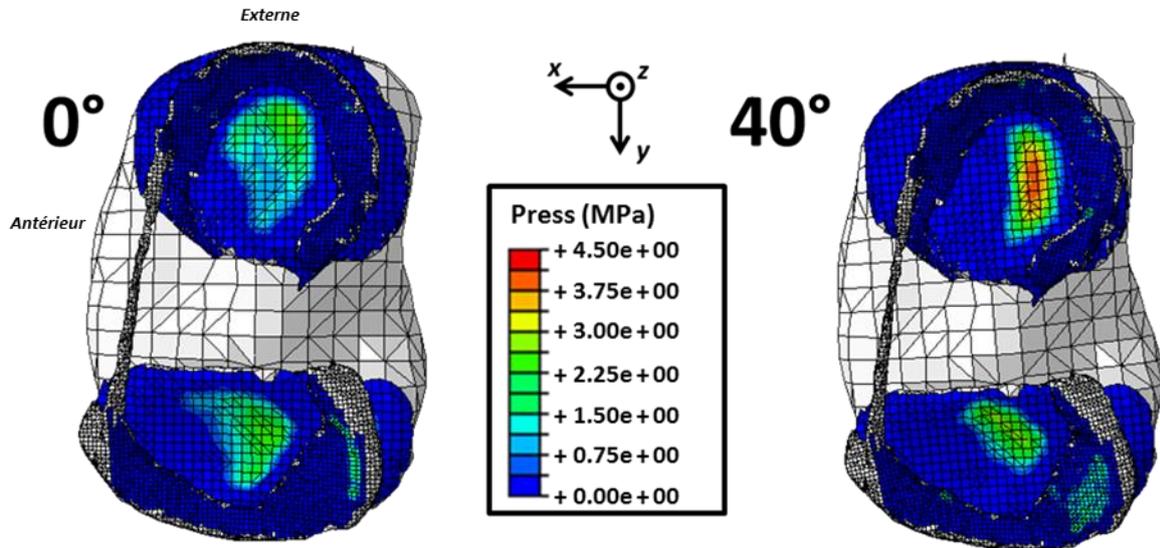


Figure IV.12 : Zones de pressions sur les cartilages tibiaux et ménisques après équilibre mécanique global pour un angle de flexion de 0° (gauche) et 40° (droite). Vue transverse.

Enfin le deuxième modèle donne comme résultat les contraintes subies par les cartilages et les ménisques dans les conditions expérimentales. La contrainte dans les cartilages est inférieure à 1,99 MPa pour un angle de flexion de 0° et 2,48 MPa pour 40°. Pour un angle de flexion de 0° cette contrainte est identique à celle du modèle sans ménisques. Par contre à 40° cette contrainte est diminuée, elle était à 3,17 MPa sans ménisques. Dans les ménisques les concentrations de contraintes montent jusqu'à 7,68 MPa pour 0° et 28,97 MPa pour 40°, avec des contraintes moyennes de l'ordre de 2,2 MPa et 3,0 MPa respectivement. Ces contraintes sont représentées Figure IV.13. On retrouve des zones de contraintes causées par les pressions subies, particulièrement visibles sur les cartilages, ces contraintes sont faibles en comparaison de celles causées par les déformations des ménisques. Deux résultats sont particulièrement notables. Le premier est que les contraintes les plus importantes sont situées dans le voisinage des zones d'insertion des ménisques. Cette insertion est gérée comme une liaison parfaite entre les nœuds des ménisques et leur nœud du tibia le plus proche. Le tibia étant beaucoup plus rigide que les ménisques, effectivement cela revient à encastrier les nœuds de l'insertion. Les contraintes particulièrement élevées de ces zones peuvent être un effet secondaire de cette gestion très rigide de la liaison et doivent être reçues

avec précaution. Le second résultat notable est que les contraintes subies par les ménisques pour l'angle de flexion de 40° sont bien plus importantes que leurs homologues pour l'angle de flexion de 0°. L'influence directe de cette répartition des contraintes est une réduction des contraintes subies par les cartilages par rapport au modèle sans ménisques. Ceci souligne bien le rôle des ménisques comme guide du mouvement de flexion-extension. Dans la position jambe tendue, position stable de l'articulation, les ménisques ne sont pas mis à contribution. Par contre lors de la flexion-extension, ici pour un angle de flexion de 40°, les ménisques jouent un rôle dans la stabilisation de l'articulation lors du mouvement, et les ménisques sont déformés et sous contrainte.

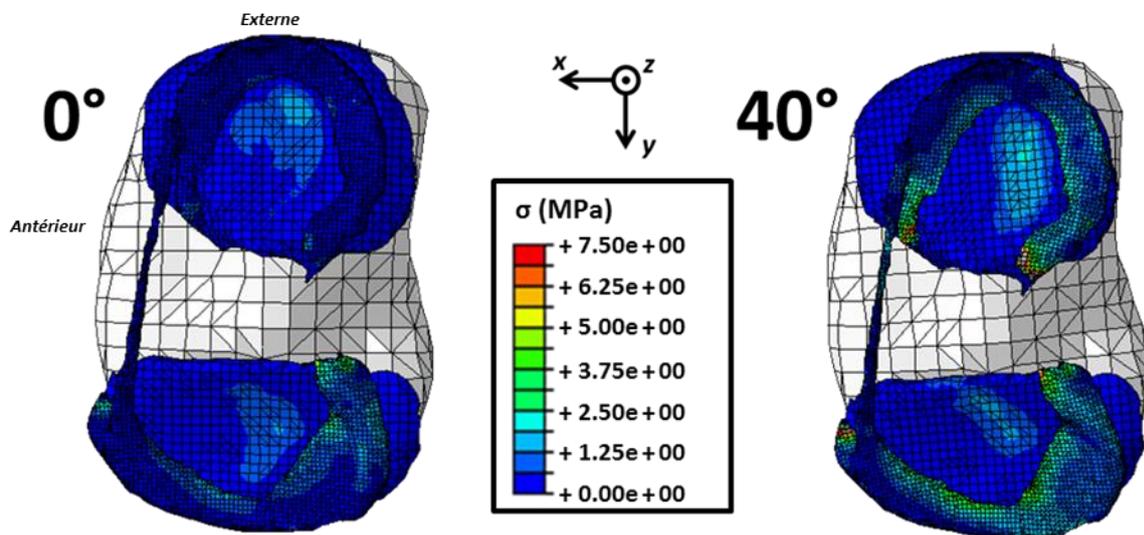


Figure IV.13: Contraintes subies par les cartilages tibiaux et ménisques dans les conditions expérimentales pour un angle de flexion de 0° (gauche) et 40° (droite). Vue transverse.

IV.5.c. Améliorations à apporter au modèle

Nous avons pu observer que le modèle n'atteignait pas de convergence pour les flexions les plus importantes (55° et 70°). En observant les calculs inachevés on peut observer que le principal obstacle à l'équilibre mécanique est la formation systématique d'un concentrateur de contrainte. Une telle occurrence est représentée Figure IV.14. Ces concentrations de contraintes se forment toujours à la limite des points choisis comme liés au fémur, peu importe le nombre de points choisis.

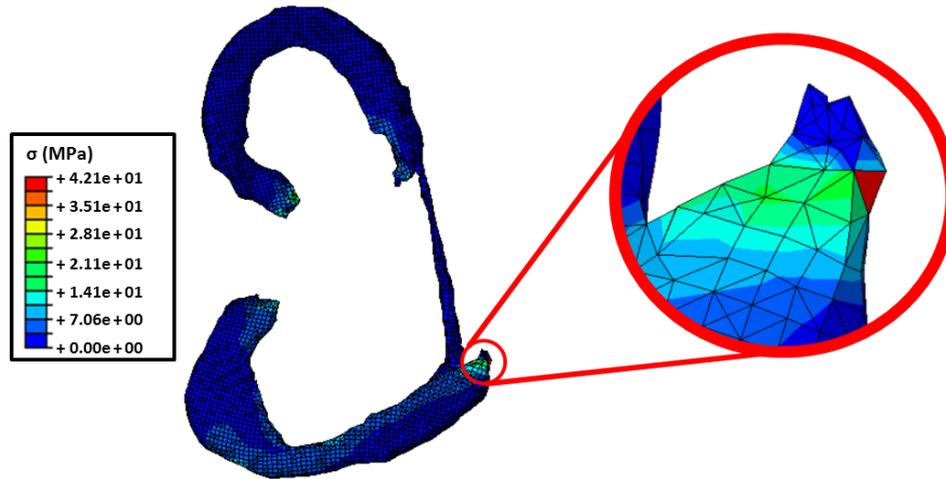


Figure IV.14 : Dernier état des ménisques lors de la simulation de l'équilibre mécanique avec un angle de flexion de 55°, avec le détail sur un concentrateur de contrainte formé vers une zone d'insertion des ménisques.

La prochaine étape revient à créer un contact moins rigide, afin de répartir les contraintes sur d'autres éléments. Une option existe afin remplacer la liaison « *tie* », qui lie totalement et de façon rigide deux nœuds des composants à lier, par un élément élastique aux propriétés ajustables. Cependant cette gestion du problème ne convient pas ; en effet la mise en place d'une liaison « *tie* » implique que les nœuds liés soient les plus proches possible. De ce fait, et étant donné que les nœuds de la zone d'insertion des ménisques sont dans le voisinage direct de ceux du tibia, le ressort ajouté avec les propriétés du ménisque ajoute trop peu de marge pour répartir les contraintes correctement. Cette stratégie fonctionnerait potentiellement avec des propriétés plus lâches pour la liaison, cependant le choix du coefficient d'élasticité deviendrait totalement arbitraire. Afin d'améliorer cette liaison entre les ménisques et le tibia il faut créer des éléments élastiques linéaires qui effectueraient cette liaison. Ces éléments peuvent être représentés par des poutres travaillant en tractions seulement, comme les ligaments, avec les propriétés matériaux des ménisques. Cette modélisation permettrait de répartir les contraintes plus uniformément aux zones d'insertion tout en conservant l'aspect physiologique du modèle.

Ce second modèle, bien que pouvant être amélioré, offre déjà des résultats intéressants et très prometteurs. Les équilibres mécaniques obtenus avec des angles de flexion faibles explicitent bien les rôles et le fonctionnement des ménisques, notamment leur rôle dans la stabilité de l'articulation à des angles de flexion plus importants. Une fois que le modèle sera enrichi, il devrait présenter une nette amélioration des résultats pour les angles de flexion plus importants, à 55° et 70°.

En quelques mots :

- *Le second modèle incorpore les ménisques.*
- *L'équilibre est n'atteint que pour les angles de flexion de 0° et 40°.*
- *Le rôle de guide du mouvement par les ménisques lors de la flexion est clairement visualisé.*

Conclusion et perspectives

Un modèle géométrique a été créé (**Chapitre II**), afin de conduire une analyse EF de l'équilibre mécanique du genou à différents angles de flexion. Puis les positions physiologiques des os lors de la flexion du genou ont été acquises dans un environnement mécanique contrôlé. Lors du **Chapitre III**, une méthode permettant de comparer le modèle géométrique avec les données expérimentales a été développée. Ici deux modèles EF ont été créés afin de simuler le protocole des acquisitions expérimentales, cela permet de comparer les positions des os obtenues une fois l'équilibre mécanique global atteint avec les données expérimentales afin de s'assurer de l'exactitude du modèle.

Dans cette étude le premier modèle très simplifié a montré que pour des angles de flexion faibles il pouvait atteindre un équilibre mécanique global du genou qui était parfaitement physiologique. Même avec tous les degrés de liberté relâchés, excepté l'angle de flexion, la simulation numérique pour les angles de 0° et 40° a une très bonne concordance avec les données expérimentales mesurées. Pour des angles de flexion plus élevés les résultats sont prometteurs. La simulation EF pour l'angle de flexion de 55° reste proche des données expérimentales, avec la plupart des nœuds à moins de 4 mm de leur équivalent expérimental. Et pour l'angle de flexion de 70° nous pouvons noter que seul un mouvement parasite doit être pris en charge : une translation antérieure. Ce premier modèle et ces résultats ont fait l'objet d'une publication à venir [Dousteyssier, 2018].

Une étude a porté sur la nécessité de la modélisation des ligaments avec des propriétés matériaux hyper-élastiques. Ce modèle du genou étant utilisé pour des angles de flexion répartis sur une gamme importante, les comportements variés des ligaments nécessitent une modélisation hyper-élastique plutôt qu'élastique linéaire. En effet selon les angles de flexion ils peuvent avoir de faibles déformations, voire même être totalement détendus dans le cas du LLI à 70° , ou au contraire être très sollicités, le maximum de cette étude étant le LCA avec une contrainte de 13,27 MPa pour 55° .

Un second modèle, semblable au premier mais comprenant en plus les ménisques a été créé. Le but est d'ajouter de la stabilité au modèle, en particulier pour les angles de flexion les plus importants, tout en obtenant un coefficient de frottement entre les cartilages plus proche de la réalité. Ce modèle atteint l'équilibre mécanique global pour les angles de flexion faibles (0° et 40°). Il permet d'obtenir des surfaces de pression plus physiologiques sur les cartilages et par ailleurs montre l'influence et le fonctionnement des ménisques en début de flexion. Cependant ce modèle n'a pas

atteint l'équilibre mécanique pour les angles de flexion élevés. Le principal obstacle à l'équilibre mécanique est une concentration de contrainte au niveau de l'insertion des ménisques dans l'os. Remplacer l'insertion par des éléments ressorts aux propriétés semblables aux ménisques devrait résoudre ce problème tout en restant proche de la réalité.

Une fois que ce second modèle atteindra l'équilibre mécanique pour chaque angle de flexion la prochaine étape pourrait être de modéliser les ligaments comme des composants 3D avec les contacts adaptés et observer l'influence de cette modification sur les résultats. Ce modèle se focalisera autant que possible sur la stabilité passive de l'articulation afin de contrôler au mieux les différents aspects du modèle. La Figure IV.15 montre les ligaments comme composants 3D segmentés sur les images médicales.

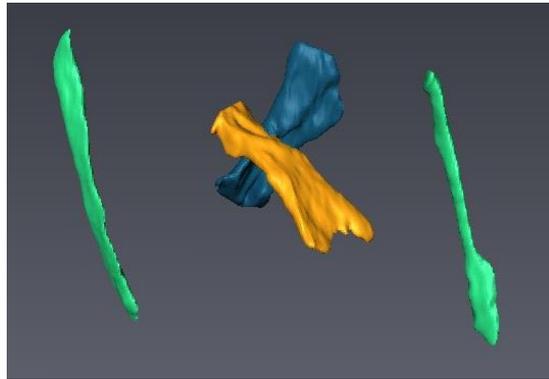


Figure IV.15 : Ligaments segmentés sur l'IRM. En vert les ligaments latéraux, en orange le LCP et en bleu le LCA.

Enfin ce modèle va être soumis à des modélisations de traitements médicaux. Dans le cadre de l'étude sur l'arthrose, deux traitements vont être appliqués. Dans un premier temps le modèle de genou va être fusionné avec un modèle d'orthèse de genou développé par Pierrat *et al.*, au sein du laboratoire [Pierrat, 2015]. Cette combinaison permettra d'obtenir les variations apportées par l'orthèse sur les pressions des cartilages ou encore la répartition des tensions entre l'orthèse et les ligaments. Dans un deuxième temps, ce modèle va être comparé à un modèle de prothèse totale du genou. Un premier modèle appareillé a été réalisé, il reste à le valider afin de pouvoir étudier l'influence de la prothèse totale sur la tension des ligaments latéraux et sur les modifications de cinématique du genou observables par les positions des os à l'équilibre mécanique. La Figure IV.16 montre les modèles de traitements dans leur état actuel.

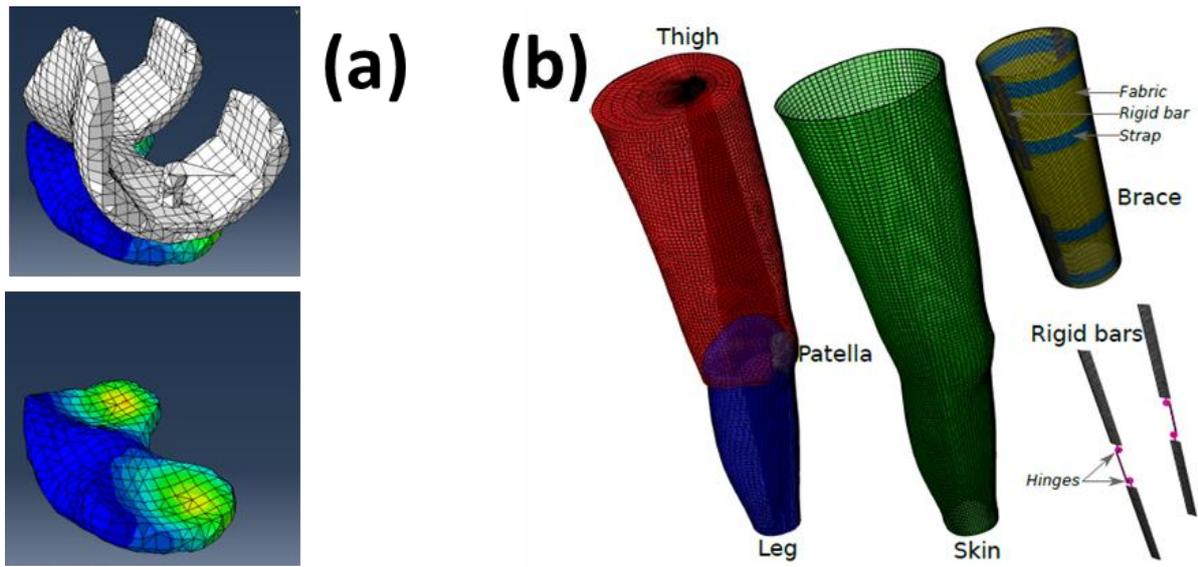


Figure IV.16 : Modèles de traitements dans leur état actuel. (a) Modèle de prothèse totale de genou. (b) Modèle d'orthèse développé par Pierrat *et al.* [Pierrat 2013].

Conclusion générale

Dans le but d'étudier la question de l'usure du genou et de la douleur lors du développement de l'arthrose, relié à la fois aux pressions sur les cartilages et la stabilité du genou, un modèle de l'articulation du genou a été créé. En vue de valider ce modèle par EF, les résultats numériques sont mis en balance avec les images médicales prises par le système EOS. Pour cela, les conditions expérimentales simulant un mouvement de montée d'escalier sont appliquées à la simulation numérique par EF. L'objectif de cette étude est d'obtenir une carte de pression sur les cartilages du genou et les contraintes subies par les ligaments durant une activité quotidienne.

Cette étude propose une approche mixte, utilisant à la fois des imageries médicales (IRM, système EOS) et un capteur de force pour contrôler l'environnement mécanique lors de l'acquisition de la pseudo-cinématique. Un modèle EF a été créé à partir des images IRM et est recalé sur les 4 images EOS décomposant le mouvement de montée de marche d'escalier en 4 angles de flexion du genou : 0°, 40°, 55° et 70°. L'analyse EF se focalise sur la stabilité passive de l'articulation dans les mêmes conditions que celles expérimentales.

Afin de bien mener cette étude, le processus méthodologique a été décomposé en trois étapes.

- *Création d'un modèle géométrique 3D du genou*

Le modèle de genou patient-spécifique s'appuie sur un ensemble de 3 séquences IRM (Echo de Spin, Echo de spin FAT SAT et Echo de gradient T1). Un ré-échantillonnage et un recalage des séquences a été nécessaire. L'erreur de repositionnement est inférieure au demi-voxel (530 μm). Une segmentation semi-automatique a permis d'extraire les différents éléments. Cependant, cette segmentation donne un résultat trop bruité pour une analyse mécanique : différentes

méthodes de lissage ont été testées et l'algorithme $\lambda | \mu$ a été retenu comme conduisant au plus faible de changement de volume tout en supprimant le bruit sur la surface.

- *Recalage du modèle géométrique sur les données EOS*

Des données ont été acquises afin d'obtenir les positions physiologiques de l'articulation au cours d'un mouvement typique de la vie quotidienne : la montée d'une marche d'escalier. La technique d'imagerie utilisée est l'imagerie EOS, qui permet une liberté suffisante dans la zone d'acquisition pour effectuer le mouvement tout en contrôlant l'environnement mécanique à l'aide d'un capteur de force placé sous le pied du sujet. Pour superposer les images EOS et le modèle géométrique, une méthode de recalage a été développée. Elle utilise un algorithme qui projette le modèle géométrique sur ses plans sagittaux et frontaux afin de le comparer directement avec les données concordantes du sujet. Cette méthode de recalage est précise à 0,76 mm, avec un temps de calcul raisonnable. Une tentative d'analyse EF n'utilisant que le positionnement des os a été effectuée mais les résultats obtenus ne sont pas physiologiques, le modèle doit être dirigé en force et non en déplacements.

- *Simulation par EF du genou*

Le modèle EF a permis d'obtenir une carte de pression sur les cartilages du genou et des contraintes subies par les ligaments durant la simulation de l'acquisition expérimentale. Ce modèle se focalise sur la stabilité passive de l'articulation lors d'une décomposition quasi-statique du mouvement de montée de marche d'escalier. La simulation numérique a été menée jusqu'à ce que l'équilibre mécanique global soit atteint. Ensuite la position simulée des os a pu être comparée avec la position mesurée expérimentalement, et la cartographie de pression et les contraintes dans les ligaments ont été obtenues. Une étude sur les propriétés matériaux des ligaments montre qu'une approximation élastique linéaire ne suffit pas afin de représenter le comportement des ligaments sur l'ensemble des angles de flexion étudiés ; une loi de comportement hyper-élastique est indispensable. Par ailleurs, les champs de pression sur le plateau tibial ont des caractéristiques différentes en position fléchie ou jambe tendue, comme on pourrait s'y attendre compte tenu de la forme des condyles. Ces champs de pression sont un bon indicateur du chemin de chargement du plateau tibial : le chemin décrit par l'approche mécanique est en bon accord avec d'autres travaux expérimentaux de suivi par imagerie. L'équilibre mécanique global a été comparé à l'acquisition expérimentale : l'écart est négligeable aux plus petits angles mais on voit apparaître de légères différences avec l'augmentation de l'angle de flexion étudié, ce qui pose la

question de la stabilité du modèle de genou. Une première analyse incluant les ménisques montre leur rôle dans le guidage du mouvement de flexion.

Ce modèle de genou permet d'obtenir des indications très intéressantes tel qu'il est ; cependant certaines limitations doivent être relevées.

Tout d'abord, la création du modèle patient-spécifique est un processus qui reste encore opérateur-dépendant lors de certaines phases de la segmentation, en particulier pour la délimitation des cartilages. Le processus utilise également des logiciels trop nombreux pour une application en routine. Enfin, la méthode d'évaluation du lissage qui a été proposée a l'avantage de la simplicité, mais il y a un travail important à réaliser pour caractériser le bruit de segmentation et avoir une assurance de n'enlever que ce bruit.

Ensuite, le temps nécessaire au recalage du modèle géométrique sur les données EOS est relativement long, approchant l'heure de temps réel pour chaque angle de flexion. Par ailleurs les résultats du recalage se dégradent légèrement avec l'augmentation des angles de flexion, cet effet est dû à la technique de recalage basée sur les contours des os : des détails anatomiques peuvent être perdus sur les images à grands angles de flexion (l'éminence intercondyloire n'apparaît plus sur le plan frontal à 70°).

L'essentiel des limitations toutefois est dans le modèle éléments finis créé. Il convient de rappeler que des hypothèses fortes ont été posées.

Certaines sont des simplifications de la géométrie : absence de ménisque, absence de la poche synoviale, description des ligaments comme des éléments treillis plutôt que comme des éléments volumiques. Ces simplifications découlent d'approximation au premier ordre permettant de limiter le temps de segmentation puis le temps de calcul. Cependant, le ménisque intervient directement dans la stabilité du genou, aussi était-il important de tester un modèle le comprenant.

D'autres hypothèses découlent du choix d'un modèle statique. Ainsi, une loi de comportement élastique linéaire pour le cartilage ne serait pas acceptable dans un cadre dynamique. De même l'absence de contraction musculaire minimise nécessairement la pression exercée sur les cartilages et modifie la stabilité de l'articulation. En assurant une plus grande rigidité à l'ensemble, les muscles réduisent probablement la tension sur les ligaments et le chargement sur le ménisque.

Enfin, le coefficient de frottement posé dans le modèle n'est pas physiologique (0,08), mais il permet de stabiliser numériquement le genou. L'ajout d'autres éléments (ménisque, muscles) pourrait conduire à une réduction de ce coefficient de frottement vers des valeurs plus réalistes ($\leq 0,02$). Cependant, il faut noter que les coefficients de frottement différents ne conduisent pas à des variations importantes de la pression sur les cartilages ou de la tension ligamentaire.

Ainsi, différentes perspectives s'ouvrent suite à ce travail.

Une perspective immédiate est l'amélioration du modèle afin d'en améliorer la robustesse en présence du ménisque. Cette amélioration du modèle inclut nécessairement la mise en place de la contraction musculaire. Les muscles pourraient être traités comme des actionneurs ; la rotule, actuellement absente, serait nécessairement ajoutée. Des essais d'analyse du mouvement devront être réalisés afin d'avoir une estimation des forces développées dans chaque muscle. Cela pose bien des questions, sur les insertions tendineuses ou sur la quantité de muscles à représenter par exemple.

Ce modèle devra être soumis à des modélisations de traitements médicaux de l'arthrose.

Le modèle de genou pourra être comparé à un modèle de prothèse totale du genou. Un premier modèle appareillé a été réalisé, il reste à le valider afin de pouvoir étudier l'influence de la prothèse totale sur la tension des ligaments latéraux et sur les modifications de cinématique du genou observables par les positions des os à l'équilibre mécanique. Ainsi, le chirurgien pourrait à terme prédire la qualité de la marche de son patient lors de l'opération.

Le modèle pourra également être fusionné avec un modèle d'orthèse de genou développé par Pierrat et al., au sein du laboratoire [Pierrat, 2015]. Cette combinaison permettra d'obtenir les variations apportées par l'orthèse sur les pressions des cartilages ou encore la répartition des tensions entre l'orthèse et les ligaments. Cette approche permettra pour la première fois de mettre en évidence le lien entre la compression externe exercée par une genouillère et son effet sur les ligaments ou sur les cartilages.

A plus long terme, le modèle dynamique fournira un état mécanique sur les cartilages et sur les os : un couplage avec un modèle d'évolution de l'arthrose pourrait conduire à une prédiction, pour un patient donné, de l'évolution de sa maladie en

fonction d'un traitement proposé. Une optimisation de la prescription médicale serait alors accessible.

Références

- [Adouni, 2012] M. Adouni, A. Shirazi-Adl and R. Shirazi, “Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 12, pp. 2149–2156, 2012.
- [Akbari Shandiz, 2016] M. Akbari Shandiz, P. Boulos, S. K. Saevarsson, S. Yoo, S. Miller, and C. Anglin, “Changes in knee kinematics following total knee arthroplasty,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 230, no. 4, pp. 265–278, 2016.
- [Beaudreuil, 2009] J. Beaudreuil, S. Bendaya, M. Faucher, E. Coudeyre, P. Ribinik, M. Revel, and F. Rannou, “Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis,” *Joint Bone Spine*, vol. 76, no. 6. pp. 629–636, 2009.
- [Birkfellner, 2005] W. Birkfellner, R. Seemann, M. Figl, J. Hummel, C. Ede, P. Homolka, X. Yang, P. Niederer, *et al.*, “Fast DRR generation for 2D/3D registration,” in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2005, vol. 3750 LNCS, pp. 960–967.
- [Briem, 2013] K. Briem, D. K. Ramsey, “The role of bracing,” *Sports Med. Arthrosc.*, vol. 21, no. 1, pp. 11–7, 2013.
- [Calmels, 2011] P. Calmels, P. Ribinik, B. Barrois, F. Le Moine, and A. P. Yelnik, “Physical and rehabilitation medicine (PRM) care pathways: ‘ Patients after knee ligament surgery,’” *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 54, no. 8, pp. 501–505, 2011.
- [Coudeyre, 2010] E. Coudeyre, K. Sanchez, F. Rannou, S. Poiraudreau, and M.-M. Lefevre-Colau, “Impact of self-care programs for lower limb osteoarthritis and influence of patients’ beliefs,” *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 53, no. 6–7, pp. 434–50, 2010.
- [Cyr, 2000] C.M. Cyr, A. F. Kamal, T. B. Sebastian, and B. B. Kimia, “2D-3D registration based on shape matching,” in *Proceedings IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis. MMBIA-2000 (Cat. No.PR00737)*, 2000, pp. 198–203.
- [Donahue, 2002] T.L.H. Donahue, M. L. Hull, M. M. Rashid, and C. R. Jacobs, “A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 124, no. 3, pp. 273–80, 2002.
- [Dousteyssier, 2018] B. Dousteyssier, J. Molimard, C. Hamitouche, W.-S. Han, and E. Stindel, “Soft Tissues’ Loadings on Healthy Knee at Different Physiological Flexions: A Coupled Experimental–Numerical Approach,” in *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol. 59S, 2018, pp. 115–128.

- [Dufour, 2017]** M. Dufour, M. Pillu, S. Del Valle Acedo, « Biomécanique Fonctionnelle ; Membres-tête-cou-tronc », Elsevier Masson, Paris 2017, 549 p.
- [Fantini Pagani, 2013]** C. H. Fantini Pagani, S. Willwacher, B. Kleis, and G. P. Brüggemann, "Influence of a valgus knee brace on muscle activation and co-contraction in patients with medial knee osteoarthritis," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 2, pp. 490–500, 2013.
- [Felson, 1995]** D.T. Felson, Y. Zhang, M. T. Hannan, A. Naimark, B. N. Weissman, P. Aliabadi, and D. Levy, "The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly, the framingham osteoarthritis study," *Arthritis Rheum.*, vol. 38, no. 10, pp. 1500–1505, 1995.
- [Feng, 2016]** Y. Feng, T. Y. Tsai, J. S. Li, H. E. Rubash, G. Li, and A. Freiberg, "In-vivo analysis of flexion axes of the knee: Femoral condylar motion during dynamic knee flexion," *Clin. Biomech.*, vol. 32, pp. 102–107, 2016.
- [Finger, 2002]** S. Finger, L. E. Paulos, "Clinical and biomechanical evaluation of the unloading brace," *J. Knee Surg.*, vol. 15, no. 3, p. 155–8; discussion 159, 2002.
- [GBD, 2016]** "Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015.," *Lancet*, vol. 388, no. 10053, pp. 1545–1602, 2016.
- [Giori, 2004]** N.J. Giori, "Load-shifting brace treatment for osteoarthritis of the knee: a minimum 2 1/2-year follow-up study.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 41, no. 2, pp. 187–194, 2004.
- [Giphart, 2012]** J.E. Giphart, C. A. Zirker, C. A. Myers, W. W. Pennington, and R. F. LaPrade, "Accuracy of a contour-based biplane fluoroscopy technique for tracking knee joint kinematics of different speeds," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 16, pp. 2935–2938, 2012.
- [Godest, 2002]** A.C. Godest, M. Beaugonin, E. Haug, M. Taylor, and P. J. Gregson, "Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 2, pp. 267–275, 2002.
- [Halloran, 2005]** J.P. Halloran, A. J. Petrella and P. J. Rullkoetter, "Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 2, pp. 323–331, 2005.
- [Halonen, 2013]** K.S. Halonen, M. E. Mononen, J. S. Jurvelin, J. Töyräs, and R. K. Korhonen, "Importance of depth-wise distribution of collagen and proteoglycans in articular cartilage-A 3D finite element study of stresses and strains in human knee joint," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 6, pp. 1184–1192, 2013.
- [HAS, 2012]** Haute Autorité de Santé (HAS), « Implants articulaires du genou, Rapport d'évaluation », Nov. 2012
- [Hurley, 2012]** S.T. Hurley, G. L. H. Murdock, W. D. Stanish, and C. L. Hubley-Kozey, "Is

- there a dose response for valgus unloader brace usage on knee pain, function, and muscle strength?," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, no. 3, pp. 496–502, 2012.
- [Jerbi, 2012]** T. Jerbi, « Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréo-radiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains ». Thèse. Télécom Bretagne, Université de Bretagne Occidentale, 2012. Français
- [Jones, 2013]** R.K. Jones, C. J. Nester, J. D. Richards, W. Y. Kim, D. S. Johnson, S. Jari, P. Laxton, and S. F. Tyson, "A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis," *Gait Posture*, vol. 37, no. 3, pp. 368–372, 2013.
- [Kamina, 2009]** P. Kamina, « Précis d'anatomie clinique, Tome1 : Anatomie générale – Membres », Maloine, Paris 2009, 577 p.
- [Kapandji, 1987]** I.A. Kapangji, "The physiology of joints: lower limb", Churchill Livingstone, London 1987, 256 p.
- [Kia, 2014]** M. Kia, A. P. Stylianou and T. M. Guess, "Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials," *Med. Eng. Phys.*, vol. 36, no. 3, pp. 335–344, 2014.
- [Kiapour, 2014]** A.M. Kiapour, V. Kaul, A. Kiapour, C. E. Quatman, C. Samuel, T. E. Hewett, C. K. Demetropoulos, and V. K. Goel, "The Effect of Ligament Modeling Technique on Knee Joint Kinematics: A Finite Element Study," *Appl. Math.*, vol. 4, no. May, pp. 91–97, 2014.
- [Kutzner, 2010]** I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, and G. Bergmann, "Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 11, pp. 2164–2173, 2010.
- [Kwon, 2014]** O.-R. Kwon, K.-T. Kang, J. Son, S.-K. Kwon, S.-B. Jo, D.-S. Suh, Y.-J. Choi, H.-J. Kim, *et al.*, "Biomechanical comparison of fixed- and mobile-bearing for unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis," *J. Orthop. Res.*, vol. 32, no. 2, pp. 338–345, Feb. 2014.
- [Larsen, 2013]** B.L. Larsen, M. C. Jacofsky, J. A. Brown, and D. J. Jacofsky, "Valgus bracing affords short-term treatment solution across walking and sit-to-stand activities," *J. Arthroplasty*, vol. 28, no. 5, pp. 792–797, 2013.
- [Lewinson, 2016]** R.T. Lewinson, D. J. Stefanyshyn, "Prediction of knee joint moment changes during walking in response to wedged insole interventions," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 230, no. 4, pp. 335–342, 2016.
- [Liau, 2002]** J.J. Liau, C. K. Cheng, C. H. Huang, and W. H. Lo, "The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses--a finite element analysis.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 17, no. 2, pp. 140–146, 2002.

- [Liu, 2013] D.S. Liu, Z. W. Zhuang and S. R. Lyu, "Relationship between medial plica and medial femoral condyle - A three-dimensional dynamic finite element model," *Clin. Biomech.*, vol. 28, no. 9–10, pp. 1000–1005, 2013.
- [Marouane, 2016] H. Marouane, A. Shirazi-Adl and M. Adouni, "Alterations in knee contact forces and centers in stance phase of gait: A detailed lower extremity musculoskeletal model," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 2, pp. 185–192, 2016.
- [Marouane, 2015] H. Marouane, A. Shirazi-Adl and J. Hashemi, "Quantification of the role of tibial posterior slope in knee joint mechanics and ACL force in simulated gait," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 10, pp. 1899–1905, 2015.
- [Moerman, 2016a] K.M. Moerman, 2016a. GIBBON (Hylobates Lar) [Internet] [cited 2016 January 21]. Available from: <http://zenodo.org/record/44404> .
- [Mow, 1997] V.C. Mow, and G.A. Ateshian, "Lubrication and wear of diarthrodial joints". *Basic orthopaedic biomechanics*, 2, 275-315. 1997
- [Nakamura, 2015] S. Nakamura, H. Ito, H. Yoshitomi, S. Kuriyama, R. D. Komistek, and S. Matsuda, "Analysis of the Flexion Gap on In Vivo Knee Kinematics Using Fluoroscopy," *J. Arthroplasty*, vol. 30, no. 7, pp. 1237–1242, 2015.
- [Nelson, 2014] A.E. Nelson, K. D. Allen, Y. M. Golightly, A. P. Goode, and J. M. Jordan, "A systematic review of recommendations and guidelines for the management of osteoarthritis: The Chronic Osteoarthritis Management Initiative of the U.S. Bone and Joint Initiative," *Semin. Arthritis Rheum.*, vol. 43, no. 6, pp. 701–712, 2014.
- [Netter, 1997] F.H. Netter, « Atlas d'anatomie Humaine », ed. Teterboro: Icon Learning Systems. 1997, 415p.
- [Ning, 2015] X. Ning, M. A. Nussbaum, "Passive lumbar tissue loading during trunk bending at three speeds: An in vivo study," *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 7, pp. 726–731, 2015.
- [Nüesch, 2017] C. Nüesch, E. Roos, G. Pagenstert, and A. Mündermann, "Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system," *J. Biomech.*, vol. 57, pp. 32–38, 2017.
- [Nüesch, 2011] E. Nüesch, P. Dieppe, S. Reichenbach, S. Williams, S. Iff, and P. Jüni, "All cause and disease specific mortality in patients with knee or hip osteoarthritis: population based cohort study," *BMJ*, vol. 342, no. 8, p. d1165, 2011.
- [Oh, 2014] K.-W. Oh, W. M. Park, K. Kim, and Y. H. Kim, "Quantification of soft tissue balance in total knee arthroplasty using finite element analysis," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. 14, pp. 1630–1634, 2014.
- [Orsi, 2016] A.D. Orsi, S. Chakravarthy, P. K. Canavan, E. Peña, R. Goebel, A. Vaziri, and H. Nayeib-Hashemi, "The effects of knee joint kinematics on anterior cruciate ligament injury and articular cartilage damage," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 19, no. 5, pp. 493–506, 2016.

- [**Park, 2015**] K.K. Park, A. Hosseini, T. Y. Tsai, Y. M. Kwon, and G. Li, "Elongation of the collateral ligaments after cruciate retaining total knee arthroplasty and the maximum flexion of the knee," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 3, pp. 418–424, 2015.
- [**Peña, 2006**] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez, and M. Doblaré, "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 9, pp. 1686–1701, 2006.
- [**Peña, 2005**] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martínez, D. Palanca, and M. Doblaré, "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 5, pp. 498–507, 2005.
- [**Penney, 1998**] G.P. Penney, J. Weese, J. a Little, P. Desmedt, D. L. Hill, and D. J. Hawkes, "A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration.," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 17, no. 4, pp. 586–595, 1998.
- [**Pierrat, 2013**] B. Pierrat, « Caractérisation et modélisation des actions mécaniques des orthèses du genou ». Thèse. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2013. Français
- [**Pierrat, 2015**] B. Pierrat, J. Molimard, L. Navarro, S. Avril, and P. Calmels, "Evaluation of the mechanical efficiency of knee braces based on computational modeling," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 6, pp. 646–661, 2015.
- [**Poiraudeau 2013**] S. Poiraudeau, F. Rannou, « Arthrose : une maladie aux enjeux multiples ». Actualités en Médecine Physique et Réadaptation, 01, 2013, 4-5.
- [**Pollo, 2006**] F.E. Pollo, R. W. Jackson, "Knee bracing for unicompartmental osteoarthritis.," *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 14, no. 1, pp. 5–11, 2006.
- [**Railhac, 2003**] J.-J. Railhac, N. Sans, "IRM ostéo-articulaire et musculaire", Elsevier Masson, Paris 2003, 304 p.
- [**Raja, 2011**] K. Raja, N. Dewan, "Efficacy of knee braces and foot orthoses in conservative management of knee osteoarthritis: a systematic review.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 90, no. 3, pp. 247–262, 2011.
- [**Ramaniraka, 2005**] N.A. Ramaniraka, A. Terrier, N. Theumann, and O. Siegrist, "Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: A finite element analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 20, no. 4, pp. 434–442, 2005.
- [**Ramsey, 2007**] D.K. Ramsey, "A Mechanical Theory for the Effectiveness of Bracing for Medial Compartment Osteoarthritis of the Knee," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 89, no. 11, p. 2398, 2007.
- [**Ranawat 2010**] A.S. Ranawat, and M. Morteza, "Revision Total Knee Replacement: Frequently Asked Questions (FAQs)." Hospital for Special Surgery. Hospital for Special Surgery, 14 Apr. 2010. Web. 27 Jan. 2013.

- [Rannou, 2010] F. Rannou, S. Poiraudau, "Non-pharmacological approaches for the treatment of osteoarthritis," *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, vol. 24, no. 1, pp. 93–106, 2010.
- [Ribinik, 2012] P. Ribinik, F. Le Moine, G. de Korvin, E. Coudeyre, M. Genty, F. Rannou, A. Yelnik, and P. Calmels, "Physical and Rehabilitation Medicine (PRM) care pathways: 'Patients after total hip arthroplasty,'" *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 55, no. 8, pp. 540–545, 2012.
- [Rusinkiewicz, 2001] S. Rusinkiewicz, M. Levoy, "Efficient variants of the ICP algorithm," *Proc. Int. Conf. 3-D Digit. Imaging Model. 3DIM*, pp. 145–152, 2001.
- [Saevarsson, 2013] S.K. Saevarsson C. I. Romeo and C. Anglin, "Are static and dynamic kinematics comparable after total knee arthroplasty?," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 6, pp. 1169–1175, 2013.
- [Schache, 2007] A.G. Schache, R. Baker, "On the expression of joint moments during gait," *Gait Posture*, vol. 25, no. 3, pp. 440–452, 2007.
- [Schindelin, 2012] J. Schindelin, I. Arganda-Carreras, and E. Frise, et al., "[Fiji: an open-source platform for biological-image analysis](#)", *Nature methods* **9(7)**: 676-682, [PMID 22743772](#) ([on Google Scholar](#)). 2012
- [Segal, 2012] N.A. Segal, "Bracing and Orthoses: A Review of Efficacy and Mechanical Effects for Tibiofemoral Osteoarthritis," *PM R*, vol. 4, no. 5 SUPPL., 2012.
- [Sellam, 2013] J. Sellam, "Is osteoarthritis a metabolic disease?," *Jt. Bone Spine.*, vol. 80, no. 6, pp. 568–573, 2013.
- [Sengeh, 2016] D.M. Sengeh, K. M. Moerman, A. Petron, and H. Herr, "Multi-material 3-D viscoelastic model of a transtibial residuum from in-vivo indentation and MRI data," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 59, pp. 379–392, 2016.
- [Silva, 2012] G.H.C. Silva, R. Le Riche, J. Molimard, and A. Vautrin, "Exact and efficient interpolation using finite elements shape functions," *Eur. J. Comput. Mech. Eur. Mécanique Numérique*, vol. 18, no. 3–4, 2012.
- [Squyer, 2013] E. Squyer, D. L. Stamper, D. T. Hamilton, J. A. Sabin, and S. S. Leopold, "Unloader knee braces for osteoarthritis: Do patients actually wear them?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 471, no. 6, pp. 1982–1991, 2013.
- [Stindel, 2007] E. Stindel, J. L. Briard, C. Plaskos, and J. Troccaz, "Navigated total knee arthroplasty and the surgetics bone-morphing system," in *Navigation and MIS in Orthopaedic Surgery*, 2007, pp. 123–134.
- [Suggs, 2003] J. Suggs, C. Wang and G. Li, "The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction - A 3D computational simulation," *Clin. Biomech.*, vol. 18, no. 1, pp. 35–43, 2003.

- [**Taubin, 2000**] G. Taubin, “Geometric signal processing on polygonal meshes,” *Eurographics*, p. 11, 2000.
- [**Verstraete, 2017**] M.A. Verstraete, P. A. Meere, G. Salvadore, J. Victor, and P. S. Walker, “Contact forces in the tibiofemoral joint from soft tissue tensions: Implications to soft tissue balancing in total knee arthroplasty,” *J. Biomech.*, vol. 58, pp. 195–202, 2017.
- [**Viceconti, 2011**] M. Viceconti, G. Clapworthy, D. Testi, F. Taddei, and N. McFarlane, “Multimodal fusion of biomedical data at different temporal and dimensional scales,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 102, no. 3, pp. 227–237, 2011.
- [**Viola, 1997**] P. Viola, W. M. Wells Iii, “Alignment by Maximization of Mutual Information,” *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 24, no. 2, pp. 137–154, 1997.
- [**Vollmer, 1999**] J. Vollmer, R. Mencl and H. Muller, “Improved Laplacian Smoothing of Noisy Surface Meshes,” *Comput. Graph. Forum*, vol. 18, no. 3, pp. 131–138, 1999.
- [**Wahid, 2016**] F. Wahid, R. Begg, J. A. McClelland, K. E. Webster, S. Halgamuge, and D. C. Ackland, “A multiple regression normalization approach to evaluation of gait in total knee arthroplasty patients,” *Clin. Biomech.*, vol. 32, pp. 92–101, 2016.
- [**Walker, 1997**] P.S. Walker, G.W. Blunn, D.R. Broome, J. Perry, A. Watkins, S. Sathasivam, ... and J.P. Paul, “A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacements”. *Journal of Biomechanics*, 30(1), 83-89. 1997
- [**Walker, 2015**] P.S. Walker, S. Arno, I. Borukhoy, and C. P. Bell, “Characterising knee motion and laxity in a testing machine for application to total knee evaluation,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 13, pp. 3551–3558, 2015.
- [**Weidenhielm, 1993**] L. Weidenhielm, A. Wykman, A. Lundberg, and L. A. Broström, “Knee motion after tibial osteotomy for arthrosis. Kinematic analysis of 7 patients.” *Acta Orthop Scand*, vol. 64, no. 3, pp. 317–9, 1993.
- [**Weiss, 2001**] J.A. Weiss, and J. C. Gardiner, “Computational Modeling of Ligament Mechanics,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 29, no. 3, pp. 303–371, 2001.
- [**Wibawa, 2016**] A.D. Wibawa, N. Verdonschot, J. P. K. Halbertsma, J. G. M. Burgerhof, R. L. Diercks, and G. J. Verkerke, “Musculoskeletal modeling of human lower limb during normal walking, one-legged forward hopping and side jumping: Comparison of measured EMG and predicted muscle activity patterns,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 15, pp. 3660–3666, 2016.
- [**Yao, 2006**] J. Yao, J. Snibbe, M. Maloney, and A. L. Lerner, “Stresses and Strains in the Medial Meniscus of an ACL Deficient Knee under Anterior Loading: A Finite Element Analysis with Image-Based Experimental Validation,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 128, no. 1, p. 135, 2006.
- [**Zhang, 2016**] C. Zhang, S. Du, J. Liu, Y. Li, J. Xue, and Y. Liu, “Robust iterative closest point algorithm with bounded rotation angle for 2D registration,” *Neurocomputing*, vol.

195, pp. 172–180, 2016.

- [Zhang, 2010]** W. Zhang, G. Nuki, R. W. Moskowitz, S. Abramson, R. D. Altman, N. K. Arden, S. Bierma-Zeinstra, K. D. Brandt, *et al.*, “OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis. Part III: Changes in evidence following systematic cumulative update of research published through January 2009,” *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 18, no. 4, pp. 476–499, 2010.
- [ZHONG, 2011]** Y.-L. Zhong, Y. WANG, H. WANG, K. RONG, and L. XIE, “Stress changes of lateral collateral ligament at different knee flexion with or without displaced movements: a 3-dimensional finite element analysis,” *Chinese J. Traumatol. (English Ed.)*, vol. 14, no. 2, pp. 79–83, 2011.
- [Zollei, 2001]** L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells, “2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators,” *Comput. Vis. Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proc. 2001 IEEE Comput. Soc. Conf.*, vol. 2, p. II-696-II-703 vol.2, 2001.

NNT: *Communiqué le jour de la soutenance*

Boris Dousteysier

CONSTRUCTION OF A MORPHO MECHANICAL MODEL OF THE KNEE FOR THE PREDICTION OF THE BIOMECHANICAL MODIFICATION INDUCED BY A THERAPEUTIC ACTION

Speciality: Mechanics and Engineering

Keywords: Knee, EOS imaging, 3D over 2D fusion, Finite element analysis, Patient specific model, Experimental validation

Abstract:

Knee degradation and pain when developing osteoarthritis are strongly related not only to the pressure on the cartilage, but also to the knee stability and to the subsequent loadings on the ligaments. Here, we propose a mixed approach, both using medical imaging (MRI, EOS X-ray system) and force platform in conjunction with a finite element model.

Two finite element models were created, focusing on the passive stability of the knee while modelling an experiment: the acquisition of the movement of climbing a step decomposed in 4 static EOS images. To do so, a geometric model of the subject's knee has been fused on the bone physiological positions obtained by EOS imaging. The FEA was carried out according to the experimental boundary conditions so as to ensure the global knee mechanical equilibrium. This allows the model to be validated by comparing its numerical results with the EOS data. This model will reveal the roles of the ligaments during the knee flexion and give pressure maps on the cartilages.

For low flexion angles, both models' results concord well with the experimental data: the bones are in their physiological position once the mechanical equilibrium is reached. For higher flexion angles the results are satisfying and promising, showing clear ways to improve the models.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : *Communiqué le jour de la soutenance*

Boris Dousteysier

CONSTRUCTION D'UN MODELE MORPHO MECANIQUE DU GENOU
POUR LA PREDICTION DES CONSEQUENCES D'UNE ACTION
THERAPEUTIQUE

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : Genou, Imagerie EOS, Recalage 3D sur 2D, Analyse par éléments finis, Modèle patient-spécifique, Validation expérimentale

Résumé :

Afin d'étudier la question de l'usure du genou et de la douleur lors du développement de l'arthrose, relié à la fois aux pressions sur les cartilages et la stabilité du genou, un modèle de l'articulation du genou a été créé. Cette étude propose une approche mixte, utilisant à la fois des imageries médicales (IRM, système EOS) et un capteur de force en conjonction avec un modèle EF.

Deux modèles EF ont été créés ici, se focalisant sur la stabilité passive du genou lors de la recreation d'un processus expérimental : la décomposition en 4 images EOS statiques du mouvement de montée de marche d'escalier. Pour ce faire, un modèle géométrique du genou du sujet a été recalé sur la position physiologique des os obtenue par les images EOS. Les conditions aux limites expérimentales ont été ajoutées et la simulation numérique a été menée jusqu'à ce que l'équilibre mécanique global soit atteint. Ensuite la position simulée des os a pu être comparée avec la position expérimentale, et les surfaces de pression et les contraintes dans les ligaments été obtenues.

Pour des angles de flexion faibles les modèles montrent une très bonne concordance avec les données expérimentales mesurées, les os étant dans leur position physiologique une fois l'équilibre mécanique atteint. Les résultats pour des angles de flexion plus importants restent satisfaisants et sont prometteurs, indiquant des pistes claires d'amélioration du modèle.