



HAL
open science

Comportement tribologique des implants de genou : Des normes fabricant à la réalité in vivo

Mirela Maria Sava

► **To cite this version:**

Mirela Maria Sava. Comportement tribologique des implants de genou : Des normes fabricant à la réalité in vivo. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon, 2020. Français. NNT : 2020LYSEI029 . tel-03274241

HAL Id: tel-03274241

<https://theses.hal.science/tel-03274241v1>

Submitted on 29 Jun 2021

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 : 2020LYSEI029

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
(Laboratoire de Mécanique et des Structures)

Ecole Doctorale N° accréditation
(MEGA Lyon)

Biomécanique :

Soutenue publiquement le 29/04/2020, par :
(Mirela Maria SAVA)

COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DES IMPLANTS DE
GENOU :

DES NORMES FABRICANT A LA REALITE IN VIVO

Devant le jury composé de :

Gloriant, Thierry, Professeur Insa Rennes
Denape, Jean, Professeur, ENI de Tarbes
Rubin, Anne, HDR MdC ICS Strasbourg
Rieu, Jean-Paul, Professeur UCBL
Berthier, Yves DR CNRS
Trunfio-Sfarghiu, Ana-Maria CR CNRS
Renault, Eric, CORIN

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Directeur de thèse
Co-directrice de thèse
Invité

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales – Quinquennal 2016-2020

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	CHIMIE DE LYON http://www.edchimie-lyon.fr Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage secretariat@edchimie-lyon.fr INSA : R. GOURDON	M. Stéphane DANIELE Institut de recherches sur la catalyse et l'environnement de Lyon IRCELYON-UMR 5256 Équipe CDFA 2 Avenue Albert EINSTEIN 69 626 Villeurbanne CEDEX directeur@edchimie-lyon.fr
E.E.A.	ÉLECTRONIQUE, ÉLECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE http://edeea.ec-lyon.fr Sec. : M.C. HAVGOUDOUKIAN ecole-doctorale.eea@ec-lyon.fr	M. Gérard SCORLETTI École Centrale de Lyon 36 Avenue Guy DE COLLONGUE 69 134 Écully Tél : 04.72.18.60.97 Fax 04.78.43.37.17 gerard.scorletti@ec-lyon.fr
E2M2	ÉVOLUTION, ÉCOSYSTÈME, MICROBIOLOGIE, MODÉLISATION http://e2m2.universite-lyon.fr Sec. : Sylvie ROBERJOT Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 INSA : H. CHARLES secretariat.e2m2@univ-lyon1.fr	M. Philippe NORMAND UMR 5557 Lab. d'Ecologie Microbienne Université Claude Bernard Lyon 1 Bâtiment Mendel 43, boulevard du 11 Novembre 1918 69 622 Villeurbanne CEDEX philippe.normand@univ-lyon1.fr
EDISS	INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTÉ http://www.ediss-lyon.fr Sec. : Sylvie ROBERJOT Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 INSA : M. LAGARDE secretariat.ediss@univ-lyon1.fr	Mme Sylvie RICARD-BLUM Institut de Chimie et Biochimie Moléculaires et Supramoléculaires (ICBMS) - UMR 5246 CNRS - Université Lyon 1 Bâtiment Curien - 3ème étage Nord 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69622 Villeurbanne Cedex Tel : +33(0)4 72 44 82 32 sylvie.ricard-blum@univ-lyon1.fr
INFOMATHS	INFORMATIQUE ET MATHÉMATIQUES http://edinfomaths.universite-lyon.fr Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage Tél : 04.72.43.80.46 infomaths@univ-lyon1.fr	M. Hamamache KHEDDOUCI Bât. Nautibus 43, Boulevard du 11 novembre 1918 69 622 Villeurbanne Cedex France Tel : 04.72.44.83.69 hamamache.kheddouci@univ-lyon1.fr
Matériaux	MATÉRIAUX DE LYON http://ed34.universite-lyon.fr Sec. : Stéphanie CAUVIN Tél : 04.72.43.71.70 Bât. Direction ed.materiaux@insa-lyon.fr	M. Jean-Yves BUFFIÈRE INSA de Lyon MATEIS - Bât. Saint-Exupéry 7 Avenue Jean CAPELLE 69 621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.71.70 Fax : 04.72.43.85.28 jean-yves.buffiere@insa-lyon.fr
MEGA	MÉCANIQUE, ÉNERGÉTIQUE, GÉNIE CIVIL, ACOUSTIQUE http://edmega.universite-lyon.fr Sec. : Stéphanie CAUVIN Tél : 04.72.43.71.70 Bât. Direction mega@insa-lyon.fr	M. Jocelyn BONJOUR INSA de Lyon Laboratoire CETHIL Bâtiment Sadi-Carnot 9, rue de la Physique 69 621 Villeurbanne CEDEX jocelyn.bonjour@insa-lyon.fr
ScSo	ScSo* http://ed483.univ-lyon2.fr Sec. : Véronique GUICHARD INSA : J.Y. TOUSSAINT Tél : 04.78.69.72.76 veronique.cervantes@univ-lyon2.fr	M. Christian MONTES Université Lyon 2 86 Rue Pasteur 69 365 Lyon CEDEX 07 christian.montes@univ-lyon2.fr

A mes parents qui m'ont soutenu pour venir en France et continuer mes études, à mes sœurs, à mon frère, à mon mari qui m'a soutenu tout au long de cette thèse et surtout à mon fils qui m'a donné la motivation de finir cette belle aventure.

REMERCIEMENTS

Tout le plaisir est de maintenant regarder en arrière le chemin parcouru jusqu'à aujourd'hui et de remémorer toutes les personnes m'ayant soutenu et aidé.

Ce travail de recherche a été réalisé au sein de Laboratoire des Contacts et des Structures (LaMCoS), à l'INSA de Lyon, dirigé par M. Daniel Nelias. D'une manière générale, je remercie à toutes les « lamcosiennes » et aux « lamcosiens » pour leur accueil en 2012, quand je suis arrivé pour la toute première fois comme étudiante Erasmus.

Je voudrais remercier grandement à mon directeur de thèse, Yves Berthier et à ma co-directrice de thèse, Ana-Maria Trunfio Sfarghiu, pour toute leur aide et soutien. Je suis ravi d'avoir travaillé en leur compagnie car outre leur appui scientifique, ils ont toujours été là pour me soutenir et me conseiller au cours de l'élaboration de cette thèse.

J'exprime mes sincères remerciements aux membres de jury qui ont évalué cette thèse, en particulier à Mme Anne Rubin et M Jean Denape pour la lourde charge leur incombant au titre de rapportrice/rapporteur. Je remercie à M Gloriant Thierry, le président de jury et à M Jean-Paul Rieu pour l'intérêt qu'ils ont porté à cette thèse.

Je tiens particulièrement à exprimer ma reconnaissance à M Eric Renault de la Société Tornier/Corin Group pour notre collaboration très enrichissante au long de cette thèse.

Cette merveilleuse aventure n'aurait pas pu commencer et continuer sans le soutien de tous mes collègues et mes amis tribologues auxquels je remercie : Amira, Maria-Daniela, Rabii, Eymard, Serge, Komla, Ghassen, Stéphane, Hugo, Mihaela, Aymen, Sayed, Tarek, Pierrick, Julian, Alejandro, Nesrine, Bilel, Ilaria, Adriana, Nicoleta, Serigne, Eric, Isabela, Martial et tous les autres que j'ai eu la chance de faire connaissance.

Je suis reconnaissante envers ma famille pour leur amour et leur soutien. Une pensée toute particulière pour ma petite sœur, Viviana, qui m'a toujours encouragé.

Enfin, une pensée toute spéciale et pleine d'amour pour mes deux hommes de ma vie : mon mari, Bogdan et mon fils Maël. Un mari, un collègue, un ami qui a toujours su m'encourager pour dépasser mes limites et à surmonter mes peurs et mes faiblesses afin de mener cette thèse à terme. Un fils, « un bébé thèse », qui m'a motivé encore plus de finaliser cette belle aventure. Mon bébé, je veux juste te rendre fier.

Un grand merci à toutes et à tous !

RESUME

L'arthrose, maladie asymptomatique jusqu'à un stade avancé, pose un problème de santé majeur, le seul traitement efficace est la pose d'un implant; ce qui n'est qu'un pis-aller car malgré de nombreuses études d'optimisation, la durée de vie *in vivo* de ces implants reste encore très décevante par rapport aux extrapolations issues de simulations *ex vivo*.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est d'identifier les mécanismes d'usure des implants de genou (débits source de troisième corps, couple de frottement CrCo/UHMWPE) et de comprendre leur fonctionnement *in vivo* par rapport aux simulations *ex vivo* afin de trouver des solutions pour optimiser leur fabrication.

Les premiers résultats issus d'expertises tribologiques *in vivo* ont révélé deux mécanismes d'usure conduisant à des débits d'usure variant dans un rapport dix. Les faibles débits d'usure ont été corrélés avec la présence d'une couche de troisième corps, composée par un mélange de grosses particules d'UHMWPE et de liquide synovial qui «restent en contact». Les forts débits d'usure ont été corrélés au débit d'éjection de petites particules.

Pour expliquer l'origine de ces débits, deux tribomètres ont été adaptés: l'un pour reproduire plus précisément les mouvements du genou et l'autre pour analyser *in situ* les différents débits activés. Pour cela, un lubrifiant biomimétique a dû être mis au point en reproduisant la structure et la composition du liquide synovial. Le comportement de ce liquide a été validé par comparaison avec celui du lubrifiant standard ISO14243-1. Des mesures du coefficient de frottement corrélées avec le suivi *in situ* des débits de troisième corps ont permis de reconstituer les mécanismes de frottement *in vivo*. Cette reconstitution a révélé le rôle de deux paramètres d'optimisation: l'un lié à l'usinage de la surface en UHMWPE pour qu'elle piège du lubrifiant tout en favorisant une bio-lubrification la plus hydrodynamique possible; l'autre lié à l'accroissement de la portance du troisième corps par des vésicules lipidiques.

MOTS-CLÉS :

bio-tribologie, implant genou, liquide synovial biomimétique, usure ex vivo / in vivo

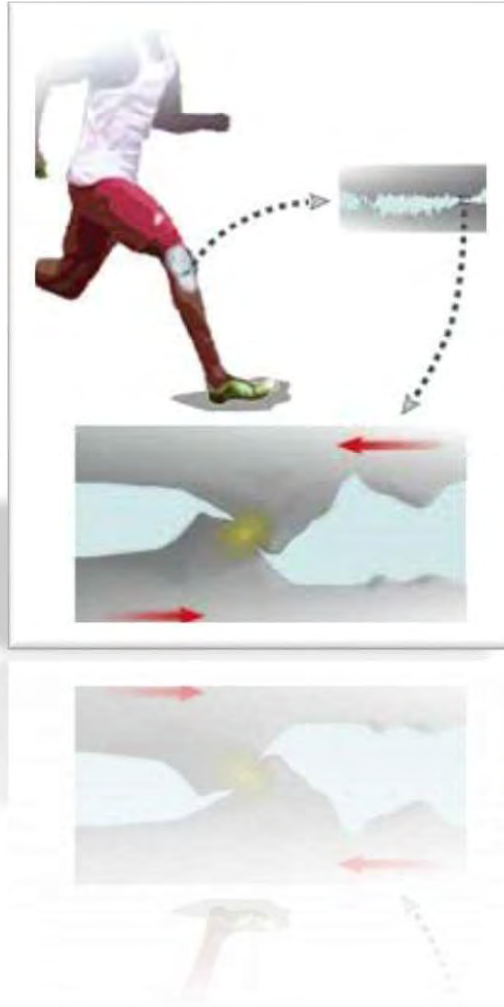
Table des matières

Partie I : Introduction à la biotribologie des implants articulaires du genou.....	1
1.1. Notions de tribologie.....	3
1.1.1. Lois empiriques de frottement.....	3
1.1.2. Outils conceptuels en tribologie.....	4
1.1.2.1. Le troisième corps et le triplet tribologique.....	5
1.1.2.2. Le circuit tribologique.....	6
1.1.2.3. Les mécanismes d'accommodation des vitesses.....	6
1.2. Bio-Tribologie : l'articulation de genou.....	8
1.2.1. Genou : repères anatomiques.....	8
1.2.2. Genou : triplet tribologique naturel.....	10
1.2.2.1. Le mécanisme.....	10
1.2.2.2. Les premiers corps – le cartilage articulaire.....	12
1.2.2.3. Le troisième corps – le liquide synovial.....	19
1.2.3. Du genou naturel au genou artificiel.....	28
1.2.3.1. « Usure » dans une prothèse de genou : caractérisation quantitative et qualitative.....	35
1.2.3.2. Lubrification d'une articulation artificielle de genou.....	36
1.2.4. Conclusions préliminaires.....	37
1.3. Bibliographie.....	38
Partie II : Objectif et Stratégie.....	46
2.1. Choix du design de la prothèse	49
2.2. Protocole d'expertise.....	50
2.3. Choix du lubrifiant à optimiser.....	50
2.4. Choix des dispositifs de frottement.....	51
2.5. Bibliographie.....	52
Partie III : Reconstitution de la vie de contact à partir d'une expertise tribologique des explants de genou.....	53
3.1. Origine des explants de genou – les premiers corps et le mécanisme.....	57
3.1.1. Données cliniques des patients avant explantation.....	57
3.1.2. Explants	57
3.1.2.1. Implants fémoraux.....	57
3.1.2.2. Implants tibiaux.....	58
3.1.3. Analyse de positionnement : étude radiographique préopératoire.....	59

3.1.4.	Echantillons : conditions de prélèvement et de conservation	60
3.1.5.	PUC durée de vie in vivo de 7 ans - patiente A.....	60
3.1.6.	PUC durée de vie in vivo de 11 ans - patiente B.....	61
3.1.7.	Méthodologie d'expertise tribologique.....	61
3.1.7.1.	Profilométrie optique.....	62
3.1.7.2.	Microscopie numérique.....	62
3.1.7.3.	Microscopie électronique à balayage environnemental (ESEM) couplé à la spectroscopie EDX...	62
3.1.7.4.	Microscopie à force atomique.....	63
3.2.	Résultats de l'expertise - implants tibiaux en UHMWPE.....	66
3.2.1.	Analyse macroscopique et caractérisation des modes d'endommagement.....	66
3.2.2.	Caractérisation multi-échelle de surface.....	67
3.2.3.	Expertise zone non endommagée.....	67
3.2.4.	Expertise à la périphérie de la zone endommagée.....	69
3.2.5.	Expertise du centre de la zone endommagée.....	71
3.2.6.	Impact de l'effet thermique sur la morphologie de surface d'UHMWPE.....	72
3.3.	Analyse des tissus adjacents pour la PUC à 7 ans de recul...	74
3.3.1.	Analyses histologiques.....	74
3.3.1.1.	Analyse membrane synoviale.....	74
3.3.1.2.	Analyse tissus osseux.....	75
3.3.2.	Analyses par LIBS (Laser-Induced Breakdown Spectroscopy).....	77
3.3.2.1.	Analyse membrane synoviale.....	77
3.3.2.2.	Analyse tissus osseux.....	78
3.4.	Reconstitution et schématisation de la vie du contact.....	79
3.5.	Synthèse et Discussions : origine du comportement tribologique.....	82
3.6.	Conclusions préliminaires.....	88
3.7.	Bibliographie.....	89
Partie IV :	Etudes ex vivo - rôle du lubrifiant et du mécanisme.....	91
4.1.	Analyse critique de l'évaluation de la durée de vie des « matériaux » des implants articulaire conformément aux normes ISO	94
4.1.1.	Méthodologie ISO 14243-1.....	94
4.1.2.	Les « POUR »	95
4.1.3.	Les « CONTRE »	97

4.2. Analyse tribologique des implants issus des simulateurs de genou industriels.....	99
4.3. Optimisations par rapport aux normes ISO.....	101
4.3.1. Optimisation du lubrifiant.....	102
4.3.1.1. Fabrication des lubrifiants biomimétiques.....	103
4.3.1.1.1. Le lubrifiant biomimétique type Sérum+.....	103
4.3.1.1.2. Liquide synovial biomimétique type Gel-IN.....	104
4.3.1.2. Vérification de la structure des lubrifiants.....	105
4.3.1.3. Validation des lubrifiants biomimétiques.....	106
4.3.1.4. Essais de frottement sur bio-tribomètre.....	106
4.3.1.4.1. Dispositif et les conditions d'essai.....	106
4.3.1.4.2. Frottement à sec.....	108
4.3.1.4.3. Frottement en présence de sérum de veau....	112
4.3.1.4.4. Frottement Sérum+.....	116
4.3.1.4.5. Frottement Gel-IN.....	121
4.3.1.4.6. Synthèse des résultats et discussions.....	127
4.3.1.5. Essais de frottement sur simulateur de frottement...	127
4.3.1.5.1. Le dispositif et les conditions d'essai.....	127
4.3.1.5.2. Frottement en présence de sérum de veau....	129
4.3.1.5.3. Frottement Sérum+.....	131
4.3.1.5.4. Frottement Gel-IN.....	133
4.3.1.5.5. Synthèse des résultats et Discussions.....	135
4.3.1.6. Conclusions préliminaires.....	138
4.3.2. Optimisation du Mécanisme.....	140
4.3.2.1. Dispositif expérimental et conditions d'essai.....	140
4.3.2.2. Résultats.....	141
4.3.2.3. Méthodologie d'analyse des surfaces frottées.....	143
4.3.2.3.1. Analyse post frottement de la surface de UHMWPE.....	144
4.3.2.3.2. Analyse Post Frottement de la Surface de CoCr.....	150
4.3.2.4. Reconstitution de la vie de contact.....	153
4.3.2.5. Conclusions préliminaires.....	155
4.4. Bibliographie.....	156
CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES	158

Partie I : Introduction à la biotribologie des implants articulaires du genou



Partie I : Introduction à la biotribologie des implants articulaires du genou.....	1
1.1. Notions de tribologie.....	3
1.1.1. Lois empiriques de frottement.....	3
1.1.2. Outils conceptuels en tribologie.....	4
1.1.2.1. Le troisième corps et le triplet tribologique.....	5
1.1.2.2. Le circuit tribologique.....	6
1.1.2.3. Les mécanismes d'accommodation des vitesses.....	6
1.2. Bio-Tribologie : l'articulation de genou.....	8
1.2.1. Genou : repères anatomiques.....	8
1.2.2. Genou : triplet tribologique naturel.....	10
1.2.2.1. Le mécanisme.....	10
1.2.2.2. Les premiers corps – le cartilage articulaire.....	12
1.2.2.3. Le troisième corps – le liquide synovial.....	19
1.2.3. Du genou naturel au genou artificiel.....	28
1.2.3.1. « Usure » dans une prothèse de genou : caractérisation quantitative et qualitative.....	35
1.2.3.2. Lubrification d'une articulation artificielle de genou.....	36
1.2.4. Conclusions préliminaires.....	37
1.3. Bibliographie.....	38

1.1 Notions de tribologie

Étymologiquement, le « tribologie » provient du grec ancien « τρίβος λόγος » et signifie science du frottement. En 1966, dans le cadre d'un rapport du département d'éducation et de la science, le mot « tribologie » a été défini pour la première fois comme : « ...La science et la technologie qui permettent le mouvement relatif entre des surfaces qui interagissent » [1]. C'est donc la science qui étudie les phénomènes susceptibles de se produire entre deux systèmes matériels en contact, immobiles ou animés de mouvements relatifs. La tribologie traite des multiples aspects du frottement, de la lubrification, de l'usure et de l'adhérence [2, 3].

Les manifestations du frottement ont été intégrées au quotidien depuis la période paléolithique quand l'homme a utilisé le frottement bois contre bois ou la percussion des pierres pour générer le feu. Plus récemment les Egyptiens transportaient de grands blocs de pierre en les poussant sur des traîneaux qui reposaient sur des rondins de bois. Ainsi, dès la construction des premiers mécanismes, l'homme a cherché à supprimer l'usure et à diminuer le frottement pour réduire les efforts.

Aujourd'hui, la tribologie est présente partout dans le quotidien humain. On peut citer, entre autres, l'écriture en utilisant un crayon, brossage des dents, utilisation des chaussettes pour empêcher les blessures type ampoules aux niveaux des pieds, le glissement roue-rail au niveau des trains, le contact roue-chaussé, le glissement de ski sur la neige, la production des sons par frottement des cordes des instruments musicales, la fixation des différentes pièces par des clous ou vis, la marche humaine avec l'adhérence au sol, le glissement et roulement d'une prothèse de genou, de hanche etc...

1.1.1 Lois empiriques de frottement

L'omniprésence des frottements a longtemps conduit à ce qu'ils soient considérés comme des caractéristiques fondamentales de la nature. Ainsi, dans la physique aristotélicienne, on considérait que les objets ne pouvaient maintenir leur mouvement que si une force continuait à s'exercer sur eux.

La tribologie moderne a commencé avec Léonard de Vinci, précurseur de l'étude du frottement, et l'un des premiers chercheurs à chercher la force minimale nécessaire pour faire glisser un objet sur un support. Suite à ces expériences, il réussit à distinguer les différences entre le frottement par glissement ou par roulement. Il a étudié les principes de frottement et en 1508 il a postulé deux lois :

- (1) la force que l'on doit appliquer pour permettre le glissement d'un corps (la force tangentielle, F_T) est proportionnelle à la charge (la force normale, F_N) ;
- (2) la force tangentielle ne dépend pas de la surface de contact mais seulement de la nature de ces surfaces (surface poli ou rugueux, présence ou absence d'une couche lubrifiante, frottement polymère contre métal, frottement céramique contre métal, etc...).

Une description plus formelle de ces deux lois a été établie deux siècles plus tard, en 1699, par Guillaume Amontons qui redécouvre les mêmes lois que celles de Leonard de Vinci et il les publie à l'Académie des sciences [4]. Ces lois sont surtout valables pour les contacts dites à sec.

En 1785, Coulomb a fait une troisième découverte et il postule que :

(3) le frottement cinétique ne dépend pas de la vitesse de glissement.

Ainsi, les lois (1) et (2) permettent de définir un coefficient de frottement, μ , qui est une grandeur dépendant de la nature des deux matériaux en contact et de leur état de surface.

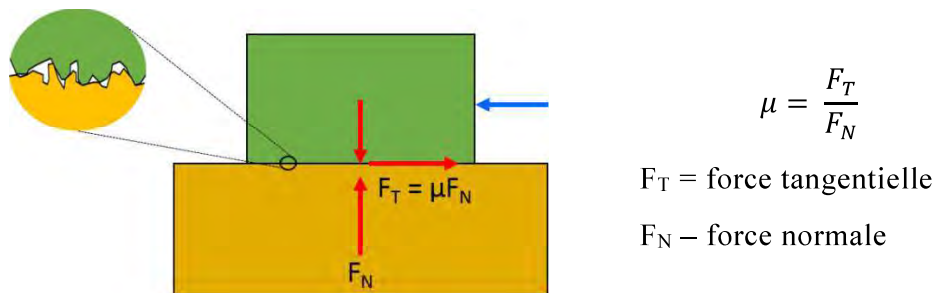


Figure I.1 Coefficient de frottement entre deux corps en contact

Le coefficient de frottement est un nombre adimensionnel et il ne représente pas une propriété de matériaux mais de tout le système tribologique.

La troisième loi, celle de Coulomb, fait référence au fait que la force de frottement nécessaire à initier le glissement et en générale plus grande que celle qui maintien le glissement. Ainsi, on a un coefficient de frottement statique, μ_s qui est plus grand que le coefficient de frottement dynamique, μ_d . Et, le μ_d est en général indépendant de la vitesse de glissement.

Au cours de ces essais publiés dans *Théories des machines simples, 1785*, Coulomb cite les lois d'Amontons, il les mets en doute et il montre que le coefficient de frottement n'est pas une caractéristique du volume des matériaux en contact, mais il dépend beaucoup de l'état des surfaces et des couches lubrifiantes qui séparent les corps en contact. A partir de ces constats, depuis 1950, les tribologues ont passé de l'étude des corps massifs (volumes) aux études des surfaces et puis des interfaces. Concernant les surfaces, selon Bowden et Tabor [5] le frottement est indépendant de l'aire macroscopique de contact mais proportionnel à la surface réelle de contact. Les surfaces impliquées dans un contact présentent une rugosité microscopique et c'est la somme des contacts microscopiques qui fait le véritable contact. Ainsi le rôle de l'aire apparente de contact est bien plus important que celui de l'aire réelle totale. A partir des années 1970, les conceptions classiques de l'usure ont été remises en question et une meilleure compréhension des mécanismes de frottement, d'usure et des phénomènes dynamiques des interfaces a été nécessaire. Ainsi, en 1984 Maurice Godet introduit la notion du 3^{ème} corps et du triplet tribologique afin d'aider à la compréhension de toutes ces phénomènes [6]–[8].

1.1.2 Outils conceptuels en tribologie

Structurer et analyser une situation tribologique se base sur l'approche du contact à trois corps. Godet [6] et Berthier [7], [9] ont introduit le concept de troisième corps, défini comme étant le milieu à l'interface entre deux corps en contact et il s'articule autour de trois autres concepts :

- le triplet tribologique – permet l'appréhension des phénomènes relatifs au frottement.

- le circuit tribologique – définit la vie du 3^{ème} corps et permet de définir un contact mécanique d'un point de vue dynamique.
- les mécanismes d'accommodation des vitesses – définissent comment et où le 3^{ème} corps accommode les vitesses relatives entre les deux corps en contact tout au long de sa vie.

1.1.2.1 Le troisième corps et le triplet tribologique

Le concept du triplet tribologique permet l'appréhension des phénomènes relatifs au frottement en prenant en compte trois échelles différentes (Figure I.2.):

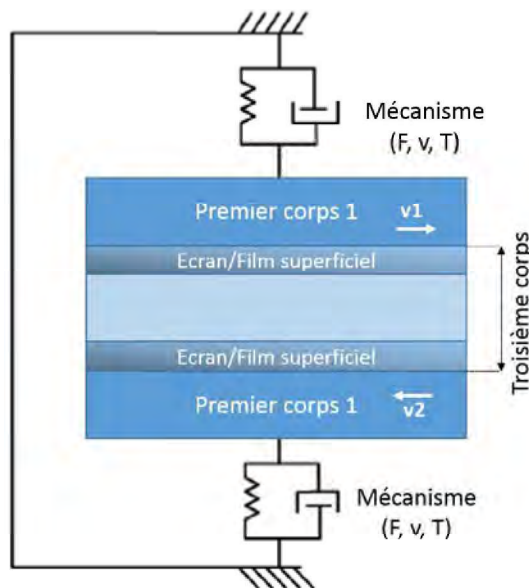


Figure I.2 Le triplet tribologique de Godet. Les v_1 et v_2 représentent les vitesses des premiers corps en mouvement

- échelle du mécanisme : il s'agit des diverses sollicitations du contact qui imposent une force (F), une cinématique (v), un environnement de frottement (T). Ces éléments sont transmises via un certain nombre de composants qui introduisent une certaine raideur et un certain amortissement ;
- échelle des premiers corps : il s'agit de la réponse des matériaux en contact aux sollicitations du mécanisme, qui intervient au niveau du volume;
- échelle du troisième corps : il s'agit de l'interface existant entre les premiers corps en contact. Le troisième corps est composé par de films superficiels ou les écrans (contaminants, molécules absorbées, films d'oxydes...), induits par la réactivité des surfaces et par de particules détachées (débris) s'accumulant lors du frottement, induits par les processus de dégradation des surfaces. Le 3^{ème} corps peut présenter des dimensions de différents ordres de grandeur, micrométrique ou nanométrique (les écrans) suivant le mécanisme considéré. Les fonctions du 3^{ème} corps dans un contact sont: (a) séparer les premiers corps et les protéger contre l'usure, (b) transmettre et distribuer la charge (force normale), (c) accommoder les vitesses de cisaillement (force tangentielle) entre les premiers corps et (d) évacuer la chaleur du contact.

1.1.2.2 Le circuit tribologique

L'outil qui permet d'étudier et décrire la vie complète du 3^{ème} corps est le circuit tribologique [10]. Cet outil permet de déterminer le cycle de vie et décrire l'écoulement du troisième corps à l'intérieur d'un contact aux débits de troisième corps. Si on schématise les débits au niveau des implants articulaires, on distingue des débits de 3^{ème} corps et des débits

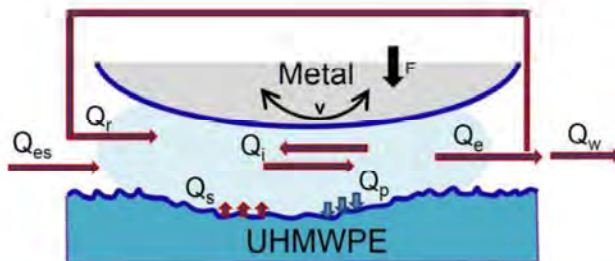


Figure I.3 Le circuit tribologique transposé au niveau de contacts des implants articulaires

de 1^{er} corps.

Les débits de 3^{ème} corps sont :

- Q_s , le débit source interne - débit de particules de 3^{ème} corps provenant des 1^{er} corps en contact,
- Q_{es} , le débit externe - débit de 3^{ème} corps provenant de l'extérieur du système qui pénètre dans le contact,
- Q_i , le débit interne - débit de particules de 3^{ème} corps évoluant plus ou moins librement dans le contact.
- Q_e , le débit d'éjection - débit de particules de 3^{ème} corps éjectées du contact. Il se décompose en 2 sous-débits : Q_r et Q_w .
- Q_r , le débit de re-circulation - débit de particules de 3^{ème} corps initialement éjectées mais qui rentrent dans le contact.
- Q_w , le débit d'usure - débit de particules définitivement éjectées du contact.

Les débits de 1^{er} corps sont :

- Q_p , le débit plastique - débit qui décrit les déformations plastiques des 1^{er} corps.

Le débit plastique peut très bien être étendu au 3^{ème} corps. Dans ce cas, les notations Q^1_p et Q^3_p sont utilisées afin de dissocier les débits plastiques susceptibles de 1^{er} corps et 3^{ème} corps respectivement.

1.1.2.3 Les mécanismes d'accommodation des vitesses

Afin de définir comment et où le 3^{ème} corps accommode les vitesses relatives entre les deux corps en contact, Berthier développe un 3^{ème} outil tribologique, les mécanismes d'accommodation des vitesses [8]. Ces mécanismes d'accommodation notés SiMj, sont définis par des sites Si et des modes Mj qui indiquent respectivement le lieu d'accommodation de vitesse et la manière dont celle-ci s'effectue (Figure I.4). Les sites d'accommodation de

vitesses sont au nombre de cinq. Ainsi, on distingue les sites correspondant aux 1^{er} corps, le S1 et le S5, le site correspondant à la partie volumique du 3^{ème} corps d'épaisseur de l'ordre de la dizaine de micromètre, qui est le S3, et les « écrans », d'une épaisseur de l'ordre de la dizaine de nanomètres, qui sont les sites S2 et S4. Pour ce qui est des modes, ils sont au nombre de quatre : déformation élastique M1, fissuration/rupture M2, cisaillement M3, et roulement M4. En différents points de contact, vingt mécanismes d'accommodation de vitesses peuvent être activés.

Les mécanismes d'accommodation de vitesses ont été plutôt décrites dans le cas où le troisième corps est solide (particules d'usure, complexes de surface...) celles-ci représentant des outils souvent descriptifs.

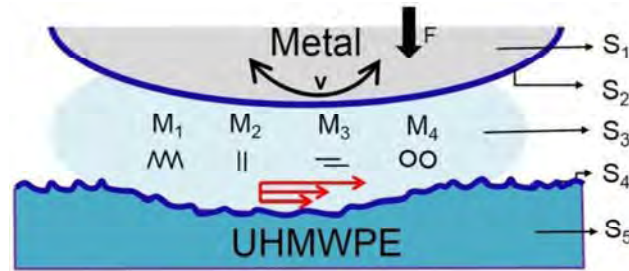


Figure I.4 Les mécanismes d'accommodation des vitesses transposées au niveau de contacts des implants articulaires

1.2 Bio-Tribologie : l'articulation du genou

La tribologie appliquée au service du corps humain a donné vie à une science innovante, la biotribologie. Le mot «biotribologie» a été utilisé pour la première fois et défini par Dowson en 1973 comme «les aspects de la tribologie liés aux systèmes biologiques» [11]. Cependant, de nombreuses enquêtes et pratiques ont été rapportées sur le frottement, l'usure et la lubrification de biosystèmes bien avant l'introduction du concept de biotribologie.

Les domaines représentatifs de la biotribologie sont la tribologie des articulations (genou, hanche, implants articulaires), de la peau (en retrouvant la perception tactile), la tribologie orale (brossage des dents, implants dentaires), des autres organes tels que l'œil, le cardiovasculaire, des dispositifs médicaux tels que les cathéters urinaires, les valves cardiaques, la tribologie animale (la bataille des ailes de papillons) [12].

L'une des fonctions les plus importantes du système musculo-squelettique humain est la capacité de se déplacer pendant que nous menons des activités quotidiennes, capacité qui joue un rôle important dans notre qualité de la vie. L'articulation synoviale, tels que la hanche ou le genou, est l'un des composants clés du système musculo-squelettique humain. Ces articulations sont des systèmes tribologiques naturels complexes qui fonctionnent dans le corps humain des dizaines des années, en transmettant de charges dynamiques importantes et en permettant une grande variété de mouvements.

Cependant, des maladies telles que l'osteoarthrite/arhrose, la polyarthrite rhumatoïde et les traumatismes nécessitent parfois que ces structures naturelles soient remplacées par des structures artificielles. Les principes tribologiques jouent un rôle très important dans la compréhension du fonctionnement et de l'échec des articulations synoviales naturelles, ainsi que dans la conception et le fonctionnement des articulations artificielles.

Une des composante du système musculo-squelettique humain ayant un fonctionnement particulier, est l'articulation de genou : un cardan placé entre deux longs bras de levier, sa flexion étant une adaptation constante dans la vie quotidienne [13].

1.2.1 Genou : repères anatomiques

Le genou est un complexe articulaire mettant en rapport trois os du membre inférieur: le fémur, la patella et le tibia, le tout complété par deux ménisques, latéral et médial.

Côté fémoral deux composantes articulaires se distinguent :

- La trochlée ou la surface patellaire – s'articule avec la patella donnant l'articulation fémoro-patellaire,
- Les condyles – latéral et médial qui s'articulent avec le tibia assurent les mouvements de roulement-glissement,
- La fosse intercondyloire – dans l'extrémité inférieure du fémur, loge les ligaments croisés antérieur et postérieur du genou.

Le tibia est en rapport avec les condyles fémoraux et forme l'articulation fémoro-tibiale. Cette articulation assure les mouvements de flexion-extension qui se déroulent en plan sagittal.

La patella a le rôle de renforcer le muscle quadriceps agissant en quelque sorte comme une poulie (dispositif mécanique élémentaire constitué d'une pièce en forme de roue servant à la transmission du mouvement).

Les ménisques, deux fibrocartilages en forme de « tranche de mandarine » qui remplissent plusieurs rôles: amortisseurs dans la transmission des sollicitations, améliorent la répartition des contraintes et améliorent la stabilité du genou.

L'ensemble des composants articulaires sont couverts par du cartilage articulaire et ils sont protégés par la capsule articulaire : ligaments et membrane synoviale.

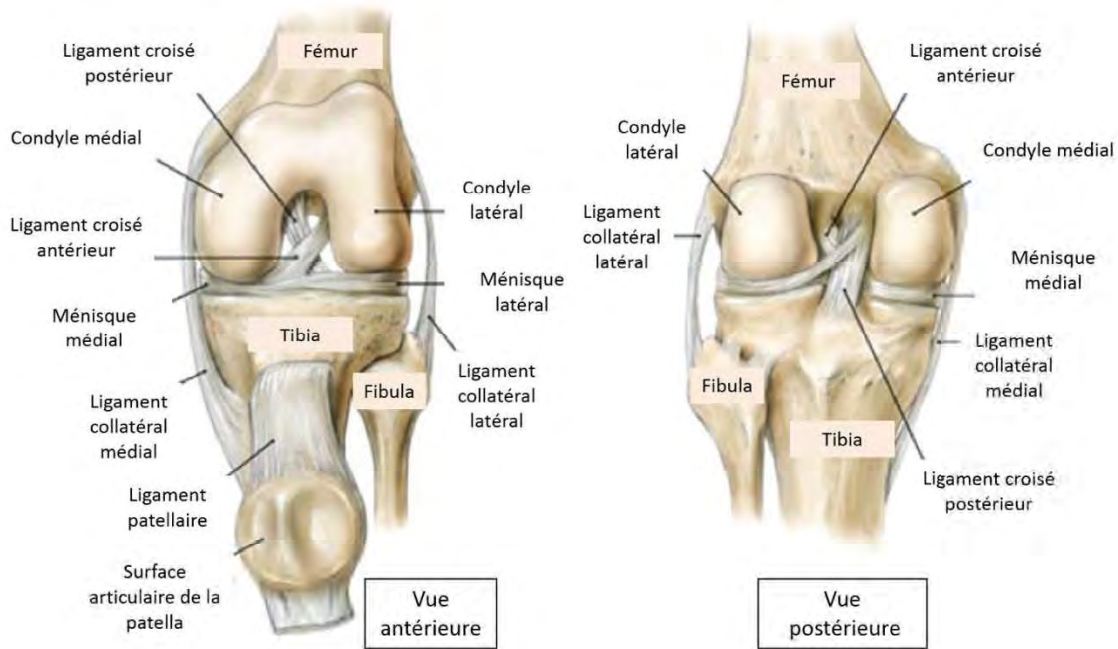


Figure I.5 Composantes ostéoarticulaires et ligamentaires de l'articulation de genou

1.2.2 Genou : triplet tribologique naturel

Le genou naturel, système tribologique constitué de deux premiers corps, le cartilage articulaire et un 3^{ème} corps, le liquide synovial. Le mécanisme est représenté par le système musculo-ligamentaire.

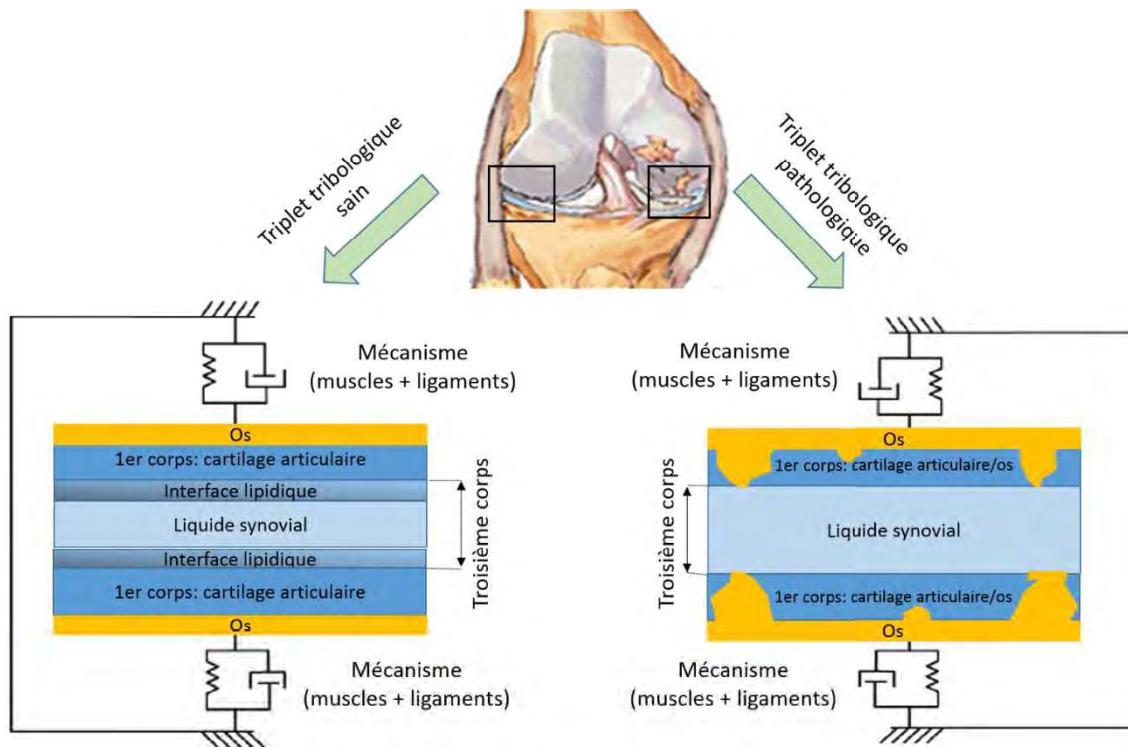


Figure I.6 Schematisation du triplet tribologique d'une articulation saine et pathologique

1.2.2.1 Le mécanisme

Le mécanisme, celui qui permet de réaliser le mouvement des premiers corps du contact articulaire est constitué par l'ensemble du système neuromusculaire et du système ligamentaire.

Le système neuromusculaire ayant le rôle de générateur de mouvement est constitué par des unités motrices qui comportent une partie électrique de commande, les fibres nerveuses, couplée à une partie mécanique, les fibres musculaires qui forment les muscles. Les muscles, considérés les éléments actifs du mécanisme tribologique sont ceux qui génèrent des couples de rotation autour du centre articulaire en permettant les mouvements de flexion/extension en plan sagittal et rotation latérale/rotation médiale en plan transversal du genou.

Le système ligamentaire est considéré l'élément passif du genou ayant le rôle de stabilisateur et limitateur des mouvements articulaires, en imposant les « degrés de liberté cinématiques ».

Le genou est une articulation principalement ayant un seul degré de liberté – la flexion-extension (rapproche/éloigne la face postérieure de la jambe). Accessoirement,

l'articulation du genou comporte un deuxième degré de liberté qui est la rotation sur l'axe longitudinale de la jambe.

Ainsi, ce système permet des mouvements de *flexion active* jusqu'à 140°, de *flexion passive* jusqu'à 160° et de *d'extension* allant entre 5° et 10° puisque le membre inférieur est déjà dans un état d'allongement maximal, de *rotation interne* jusqu'à 30° et de *rotation externe* jusqu'à 40° [14].

Les composantes principales du système ligamentaire sont le système pivot central constitué par deux ligaments croisés et le système de deux ligaments collatéraux.

L'ensemble du système neuromusculaire et du système ligamentaire impose les conditions et les sollicitations locales. En fonction des mouvements, des contraintes différentes (charges, vitesses relatives, surfaces de contact et pressions de contact) décrivent les deux articulations : fémoro-patellaire et fémoro-tibiale.

Les contraintes fémoro-patellaires dépendent d'ailleurs du degré de flexion et de la position de genou : plus la flexion augmente, plus la surface de pression augmente [15].

Les contraintes fémoro-tibiales sont celles responsables d'une éventuelle désaxation et des suites arthrosiques pour le genou. Ces contraintes peuvent conduire au remplacement de l'articulation de genou par une des prothèses partielles ou totales de genou. D'une manière générale, les variations pathologiques conduisent vite à une augmentation des contraintes et aux dégradations qui en résultent.

Des nombreuses études ont évalué ces contraintes au cours de la marche normale aussi bien pour des genoux sains que pour des genoux pathologiques, à l'aide des montages expérimentaux *in vitro* et *in vivo*, y compris mesures de type imagerie par résonance magnétique [16], par radiographie couplées à la électromyographie (EMG) [17] ou par arthroscanner [18], modélisation [19], [20], études cadavériques [21]. Également, de modèles analytiques (cinématique ou éléments finis) ont été utilisés pour remonter aux paramètres locaux du mécanisme articulaire : pression de contact et vitesses relatives des surfaces articulaires [22], [23].

Dans un premier temps, ces techniques *in vivo* ou *in vitro* ont permis de calculer des forces normales allant de 3,1 fois le poids corporel (PC) pendant la marche normale jusqu'au 5,4 fois le PC lors de la montée d'un escalier et voir plus lors de la descente d'un escalier [17], [24].

Pour un genou normal une surface de contact d'environ 11 mm² a été identifiée tandis que cette surface diminue considérablement, jusqu'à environ 5 mm², avec l'ablation du ménisque. Par ailleurs, l'ablation d'un ou des ménisques diminue la surface de contact et augmente la pression de contact.

Actuellement, il existe très peu d'études sur les vitesses relatives tangentielles pour le contact fémoro-tibial au cours de marche. Ces études se concentrent plutôt sur une évaluation de la vitesse dans les cas de modèles animaux [25]. En conséquence, afin de sélectionner des valeurs réalistes des paramètres locaux du contact articulaire lors de ses travaux de thèse, Ana-Maria Sfarghiu [18] a mené une étude *in vivo* qui a permis l'identification des vitesses relatives de roulement et de glissement au niveau du genou. Deux méthodes ont été ainsi utilisés: la dynamique inverse pour calculer les efforts musculaires et d'impact transmis à l'articulation au cours de la marche et l'imagerie médicale (arthroscanner X) en quasi statique pour mesurer les déformées des cartilages et les aires de contact *in vivo*.

Il a été montré que les **vitesses relatives de roulement**, entre les surfaces au niveau du contact, pendant la phase d'appui et au cours d'une marche effectuée à 5 km/h, sont de

maximum 80 mm/ s pour le contact médial et de 130 mm/s pour le contact latéral. Il s'est avéré que pendant la phase d'oscillation (faibles pressions de contact), les vitesses relatives étaient plus importantes (médiale : 200 mm/s ; latérale : 300 mm/s). **Les vitesses de glissement du contact vers l'arrière du plateau tibial sont d'environ 25 mm/s au maximum [18].**

Contraintes Fémoro-tibiales			Force normale (N) [17]	Surface de contact (mm ²) pour Fn=1000N		Pression de contact (MPa) pour Fn=1000N	
	Genou normal	Médial		~ 1860	Avec ménisque	11,5 [21]	Avec ménisque
Latéral			~ 1000				
Total			~ 2860				
Genou pathologique	Médial OA		~2100	Sans ménisque	5,2 [21]	Sans ménisque	6 [21]
	Latéral OA		~790				
	Total OA		~ 2890				

Tableau I.1 Synthèse des données bibliographique : force normale, surface de contact et pression de contact au niveau d'un genou normal et d'un genou pathologique pendant la phase d'appui de la marche

1.2.2.2 Les premiers corps – le cartilage articulaire

Au niveau d'une articulation de genou naturelle, les premiers corps sont représentés par le cartilage articulaire (cartilage hyalin) qui recouvre les extrémités osseuses.

Macroscopiquement, le cartilage articulaire apparaît blanc nacré (d'où le nom de hyalin), lisse à l'œil nu, ferme mais légèrement dépressible à la palpation. Son épaisseur est variable selon l'articulation (entre 0,5 et 5 mm), elle étant plus importante au niveau des articulations plus chargées (genou, hanche). Le cartilage le plus épais est celui de la fémoro-patellaire, avec une épaisseur de l'ordre de 6-7 mm. Dans le compartiment fémoro-tibial, l'épaisseur du cartilage est de l'ordre de 5-6 mm [26], [27]. Dans une articulation donnée, l'épaisseur est maximale dans les zones supportant le maximum de charge. Les cartilages articulaires sont un peu plus épais chez l'homme que chez la femme et ils ne s'amincissent pas avec l'âge. Le cartilage est un tissu dont *les principales fonctions biomécaniques* sont [28]:

- transmission et répartition des charges lorsque les articulations sont sollicitées. Il joue en quelque sorte le rôle d'un roulement à billes et d'un amortisseur entre les extrémités osseuses, accompagnant chacun de nos efforts et mouvements.
- faible frottement - interposé entre deux surfaces osseuses, le cartilage permet, par ses propriétés de résistance aux forces de compression et d'élasticité, le glissement de ces surfaces osseuses grâce à un coefficient de friction extrêmement faible.
- résistance à l'usure.

Microscopiquement, le cartilage est un *tissu non vasculaire*. De ce fait les chondrocyte vivent en hypoxie (peu de transport d'O₂) : 1 à 7 % d'O₂ suivant la profondeur, contre 21 % dans l'atmosphère normale. Le cartilage ne peut être nourri que par l'apport de nutriments de faible poids moléculaire, venus du liquide synovial et qui diffusent au travers de la matrice extracellulaire, grâce aux propriétés viscoélastiques du tissu. L'apport de ces métabolites se fait grâce aux mouvements de l'eau entre le cartilage et la cavité synoviale, eux-mêmes induits par les pressions cycliques qui s'exercent sur le tissu.

Le cartilage est un *tissu non neural* qui par conséquence ne produit pas d'information liée à la douleur. La douleur n'apparaît donc que lorsque les lésions du cartilage atteignent l'os, c'est-à-dire à un stade avancé de la maladie, d'où la difficulté du traitement. De plus, comme le cartilage ne contient pas de vaisseau lymphatique (*tissu non lymphatique*) il a une très faible résistance immunitaire aux maladies.

Le cartilage articulaire a une structure complexe (Figure I.7.) qui se compose principalement [29] :

- d'un seul type de cellules *les chondrocytes*
- d'une *matrice extracellulaire* composée de fibres de collagène et d'une substance bien hydratée, constituée de protéoglycanes (PG), de glycoprotéines, de macromolécules géantes, de protéines de liaison ainsi que des traces de phospholipides et d'élastine.

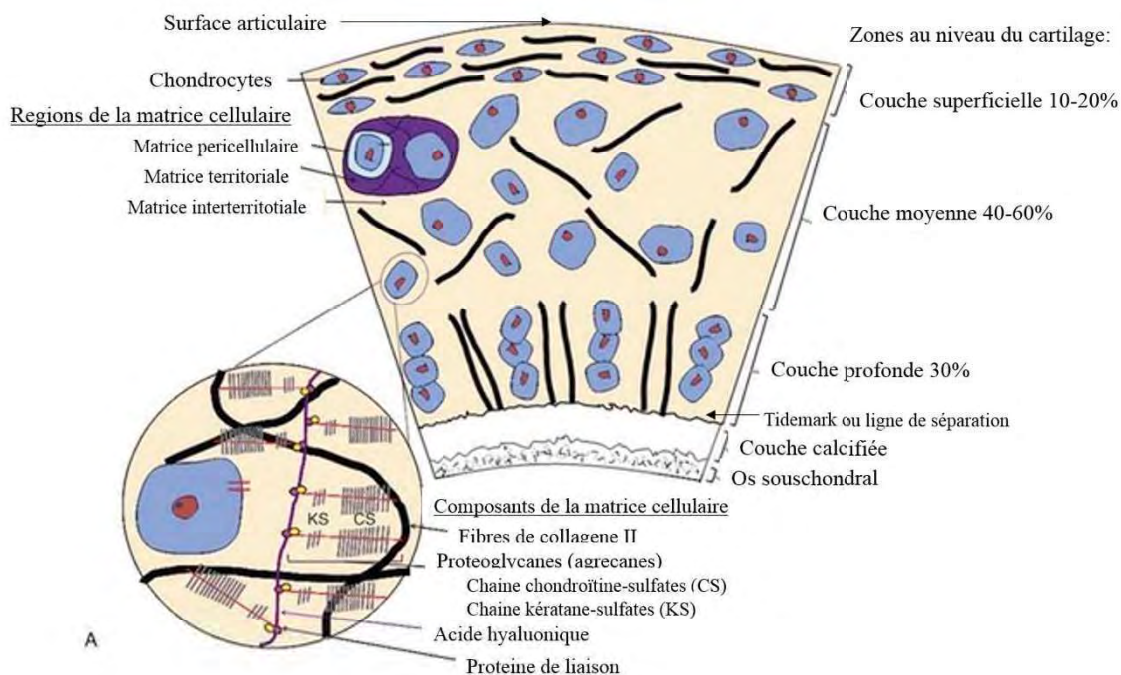


Figure I.7 Structure micro/nanoscopique d'une coupe transversale du cartilage articulaire. Le pourcentage est exprimé par rapport à l'épaisseur totale du cartilage.

L'étude microscopique du tissu cartilagineux permet de distinguer quatre zones/couches qui diffèrent entre elles essentiellement selon des critères anatomiques (disposition des fibres de collagènes) et biochimiques (teneur en protéoglycanes) :

- **une couche superficielle (10-20% de l'épaisseur du cartilage)** où les chondrocytes sont petits et plats (allure fibroblastique) et les fibres de collagène sont disposées parallèlement à la surface. Cette zone est riche en fibronectine et relativement pauvre en protéoglycanes.

En raison de la disposition du réseau des fibres de collagène, cette zone résiste aux forces de tension.

- **une couche moyenne ou intermédiaire (40-60% de l'épaisseur du cartilage)** où les chondrocytes sont grosses et sphériques. Ici, le réseau des fibres collagènes n'a pas d'orientation particulière. La quantité de protéoglycanes présentes dans cette zone est beaucoup plus importante.
- **une couche profonde (30% de l'épaisseur du cartilage)** où les chondrocytes sont disposés en colonnette le long de travées de collagène épaisses et disposées de façon perpendiculaire à la surface. Les colonnettes assurent la protection des chondrocytes face aux pressions. La concentration en protéoglycanes y est élevée.
- **une couche calcifiée (5-10% de l'épaisseur du cartilage)** qui vient au contact de la lame osseuse sous-chondrale. Cette zone est pauvre en protéoglycanes et les fibres de collagène gardent une orientation radiaire mais sans continuité avec les fibres de collagène de l'os sous-jacent. La concentration en calcium y est élevée. La couche de cartilage calcifiée est séparée de la zone profonde par une ligne de démarcation basophile et ondulée (tidemark) qui constitue une barrière interdisant la pénétration des vaisseaux présents dans l'os sous-chondral, mais qui laisse passer certains constituants.

Etat donnée sa structure anisotrope et hétérogène, le cartilage est considéré comme un matériau viscoélastique, perméable et hautement organisé [30].

À la surface du cartilage, il existe une **zone acellulaire** qui recouvre la couche superficielle [27]. Cette couche a 200-500 nm d'épaisseur, elle est homogène, amorphe, composée de tissu acellulaire et non fibreux. Cette zone permet l'accrochage de macromolécules présentes dans le liquide synovial et constitue ainsi une couche protectrice pour le cartilage (notamment vis-à-vis des radicaux libres). Ainsi l'acide hyaluronique recouvre cette surface, de même que certains phospholipides et la lubriline [31]. Cette couche agit comme un lubrifiant limite et est extrêmement importante pour le fonctionnement des articulations synoviales.

Un sujet controversé par rapport au cartilage articulaire reste sa rugosité. A l'œil nu, la surface du cartilage apparaît brillante, lisse et sans aspérités notables. Des études [32] ont suggérés que la surface du cartilage est très lisse, avec des irrégularités dans la gamme de 0.02 μm . Contrairement à ces études, Dowson *et al.* [33] ont mesuré des rugosités beaucoup plus importantes en lavant la surface du cartilage. Aujourd'hui, il est plus souvent admis que les rugosités ont une profondeur entre 0.3-6 μm [34], et que beaucoup des complexes de surfaces pourraient combler cette rugosité dans le cas d'un cartilage sain. Par conséquent, les régimes de lubrification hydrodynamique peuvent fonctionner seulement si l'épaisseur du film lubrifiant dépasse 0.3-6 μm , dans le cas contraire on est plutôt dans un régime de lubrification mixte ou limite.

Les chondrocytes, les cellules du cartilage, ont une forme sphérique ou ovoïde, et mesure de 30 à 40 μm de diamètre. Les chondrocytes occupent 10 % du volume total du cartilage (1 à 10 % de l'ensemble du volume sec du cartilage) mais la densité cellulaire varie selon le type d'articulation, la zone où ils se trouvent et selon l'âge de. La couche superficielle est la plus cellulaire et le nombre de cellules diminue avec l'âge du patient [35], [36]. Les chondrocytes sont responsables de la synthèse de la matrice extracellulaire du cartilage (fibre et gel) et de la croissance et la réparation des tissus cartilagineux. Ils permettent d'assurer la trophicité du cartilage en élaborant une substance fondamentale solide et po-

reuse, ainsi que le transport des éléments du métabolisme cellulaire depuis (anabolisme) et vers (catabolisme) le liquide synoviale par le phénomène d'imbibition [37].

La matrice extracellulaire est composée d'eau pour 65-80 % du poids humide et de macromolécules, proteoglycanes, fibres de collagène et glycoprotéines, pour 20-35 % du poids humide du cartilage.

Les proteoglycanes (PG) - comme leur nom l'indique, ces macromolécules ont une double nature biochimique. Sur un tronc protéique central ont greffées par covalence des branches polysidiques appelées «glycosaminoglycanes» (GAG). On distingue plusieurs groupes de chaînes de GAG: les chondroïtine-sulfates/dermatane-sulfates (CS/DS) ; héparine/héparane-sulfates (Hep/HS) ; kératane-sulfates (KS) et l'acide hyaluronique (AH). Les complexes de PG sont fortement chargés, négativement de par leurs groupes carboxyl COO^- et sulphate SO_3^- - ce qui génère des forces de répulsions électrostatiques. Ces forces sont neutralisées par les ions positifs (calcium, sodium...) du liquide interstitiel. Le principal protéoglycane est représenté par l'aggrécan (90% de la masse) du cartilage articulaire et possède de nombreuses chaînes latérales CS et KS et s'associe de manière non covalente à un squelette en AH pour former des agrégats. L'AH est un GAG non sulfaté à longue chaîne capable de se lier à un grand nombre de molécules d'aggrécan. L'association entre HA et chaque molécule d'aggrécan est stabilisé par les protéines de liaison (Link). L'organisation originale en brosse est un véritable gel hydrophile permettant d'encaisser des *déformations réversibles en compression*. Lors d'une compression mécanique (Figure I.8), la déformation élastique du cartilage diminue l'écartement des chaînes PG, ce qui induit l'expulsion d'eau et d'ions positifs hors du cartilage articulaire. Lors de la décompression, l'eau et les ions positifs qui ont été expulsés sont réintroduits dans le cartilage. Cette circulation d'eau et d'ions dans et hors du cartilage peut être modélisée par la circulation d'un fluide dans un milieu poroélastique. Cette structure poreuse est analogue à une éponge. Elle permet à l'eau à l'intérieur de se déplacer librement lors d'une compression. La taille des pores de la matrice est très faible, de l'ordre de 2 à 6,5 nm, et la perméabilité est donc assez faible [38].

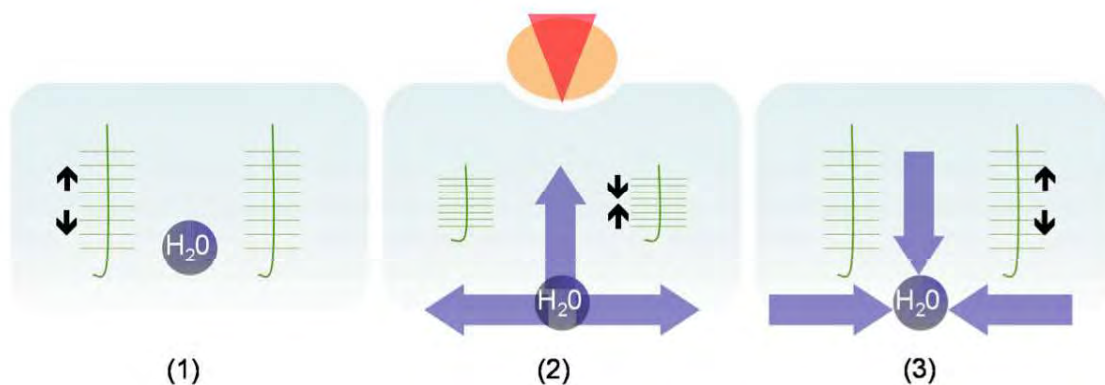


Figure I.8 *Le comportement des PG (1) au repos- effet physique (répulsion électrostatique) qui génère l'écartement des chaînes glucidique des assemblages de PG ; (2) sous l'effet d'une charge- effet mécanique qui rapproche les chaînes glucidiques et expulse l'eau et les ions positifs du cartilage ; (3) retour à la normale - effet physicochimique qui réintroduit l'eau et les ions positifs dans le cartilage [39].*

Les fibres de collagène constituent la structure de la matrice, formant un réseau tri-dimensionnel de fibres moléculaires qui est disposé avec une orientation spécifique dans les différentes zones associées. Ce réseau de fibres piège le gel formé par les complexes de PG.

Le cartilage articulaire contient plusieurs types de collagène, dont II, VI, IX, X et XI. Le collagène de type II représente 90% du collagène présent dans le cartilage articulaire. Le collagène de type II est composé de trois chaînes alpha qui s'entrelacent dans une triple hélice. Ces hélices réticulent de manière covalente dans un réseau latéral pour former des fibres de collagène. Ce réseau de fibres contribue au maintien du volume, de la forme et de la résistance à la traction et au cisaillement du cartilage. Les niveaux de concentration de collagène de type II sont les plus élevés dans la zone superficielle et diminuent en concentration lorsque la profondeur augmente à partir de la surface. Le réseau de fibres de collagène restreint les protéoglycanes dans la matrice et empêche le gonflement du cartilage lorsque de l'eau pénètre dans les tissus. Ceci permet la création d'une pression tissulaire élevée, essentielle pour la résistance des forces de compression.

D'autres types de collagène sont moins répandus mais remplissent des fonctions importantes, notamment la stabilisation et la régulation des fibres de collagène de type I. Le collagène de type IX forme des liaisons croisées le long de la surface des fibres de collagène de type II et interconnecte les fibres avec des agrégats de protéoglycanes. Le collagène de type XI se lie à la structure interne des fibres de collagène de type II et régule le diamètre des fibres. Le collagène de type X est localisé près de la zone cartilagineuse calcifiée et de la zone hypertrophique de la plaque de croissance et contribuerait vraisemblablement à la minéralisation du cartilage. Le collagène de type VI est situé dans la matrice péricellulaire et contribue à la fixation des chondrocytes à la matrice extracellulaire.

La biomécanique du cartilage articulaire sain

Le cartilage subit plus de 10^8 cycles de chargement sur une durée de vie de 80 ans. On a vu dans la section I.2.2.1 que même lors de simples activités quotidiennes comme la marche, les forces mécaniques imposées au cartilage sont plusieurs fois supérieures au poids du corps. Les forces articulaires peuvent dépasser 5,2 fois le poids du corps dans le genou. Le cartilage articulaire assure le fonctionnement efficace de l'articulation pendant toute sa durée de vie grâce à sa résistance à l'usure, au support de charges et à l'absorption des chocs. D'un point de vue biomécanique, toutes ces fonctionnalités et performances résultent de la nature multiphasique du cartilage articulaire qui est à la fois solide et liquide [40], [41].

Les propriétés mécaniques de chaque couche du cartilage articulaire sont synthétisées dans le Tableau I.2. Le comportement mécanique global du cartilage articulaire résulte donc des interactions entre les propriétés mécaniques (par les cellules), physico-chimiques (par le gel) et biologiques (par les cellules)

Ainsi, il y a trois principaux paramètres qui caractérisent le comportement mécanique global du cartilage articulaire:

- **le module d'élasticité global** - entre 0.5 et 1 MPa mesuré lors d'essais de compression après stabilisation de la migration d'eau et d'ions dans la matrice cartilagineuse ;
- **le coefficient de Poisson**. Le cartilage est un matériau composé d'une phase solide et d'une phase fluide. Ces deux phases, étudiées séparément, sont considérées comme incompressibles ce qui implique des coefficients de Poisson proches de 0.5. En revanche, la migration de la phase fluide hors du cartilage lors des sollicitations mécaniques réduit le coefficient de Poisson à seulement 0.2. Cependant, cette valeur dépend de la perméabilité du cartilage, qui peut être modifiée par les assemblages moléculaires de la synovie.

- **la perméabilité.** Les valeurs de perméabilité mesurées sont comprises entre 10^{-16} m⁴/N.s et 10^{-15} m⁴/N.s, pour une épaisseur de 1 mm de cartilage soumise à une différence de pression hydrostatique de 2 MPa. Cette perméabilité paraît faible pour un matériau comme le cartilage, qui possède 80% d'eau. Ceci peut s'expliquer par le fait que cette perméabilité est donnée par des effets physico chimiques (osmotique et électrique) et non simplement par des effets mécaniques (poroélasticité).

Du cartilage sain au cartilage arthrosique

Longtemps, l'ostéoarthrite a été confondue avec le vieillissement du cartilage articulaire mais les études récentes ont montrés la différence entre les deux situations (voir Tableau I.3).

Cartilage vieilli	Cartilage arthrosique
Diminution de l'hydratation	Augmentation de l'hydratation
Concentration en PG inchangée	Concentration en PG diminuée
Concentration en collagène inchangée	Concentration en collagène diminuée
Prolifération chondrocytaire inchangée ou diminuée	Prolifération chondrocytaire augmentée
Activité métabolique inchangée	Activité métabolique augmentée
Os sous-chondral normal	Os sous-chondral épaissi

Tableau I.3. Différences entre cartilage vieillissant et cartilage arthrosique

Une réunion de l'Organisation Mondiale de la Santé et de l'American Academy of Orthopaedic Surgeons (1994) a proposé une définition de l'ostéoarthrite qui englobe les principales facettes de la maladie : « L'ostéoarthrite est la résultante des phénomènes mécaniques et biologiques qui déstabilisent l'équilibre entre la synthèse et la dégradation du cartilage et de l'os sous-chondral. Ce déséquilibre peut être initié par de multiples facteurs : génétiques, congénitaux, métaboliques et traumatiques. L'ostéoarthrite touche tous les tissus de l'articulation diarthrodiale et se manifeste par des modifications morphologiques, biochimiques, moléculaires et biomécaniques des cellules et de la matrice cartilagineuses conduisant à un ramollissement, une fissuration, une ulcération et une perte du cartilage articulaire, une sclérose de l'os sous-chondral avec production d'ostéophytes et de kystes souschondraux. Quand elle devient symptomatique, l'ostéoarthrite entraîne douleur et raideur articulaires, un éventuel épanchement articulaire avec des degrés variables d'inflammation locale. »

Plusieurs types de traitement existent à l'heure actuelle contre l'ostéoarthrite : traitements asymptomatique, traitement du cartilage articulaire réparé des lésions focales du cartilage par thérapie génique (autogreffes de cellules) ou par ingénierie tissulaire (cellules cultivées dans un biomatériau). Malheureusement, ces traitements sont très peu efficaces par rapport au traitement chirurgical qui vise à remplacer l'articulation dont les premiers corps par des nouveaux premiers corps qui constituent une prothèse (voir Section I.2.3.).

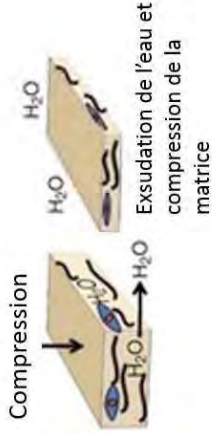
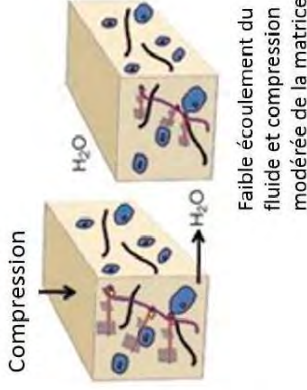
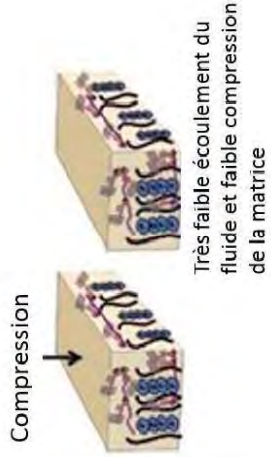
Propriétés mécaniques		
Couche	Composition et organisation du collagène et des PG	
Superficielle	Quantité élevée des fibres de collagène parallèles Quantité élevée de H ₂ O Faible quantité de PG	<p>Le collagène résiste aux forces de traction et de cisaillement L'écoulement/exsudation élevée lubrifie l'articulation en réponse de la compression et de la consolidation de la matrice</p>  <p>Compression</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>Exsudation de l'eau et compression de la matrice</p>
Moyenne	Quantité moyenne des fibres de collagène obliques Quantité modérée de H ₂ O Quantité élevée de PG	<p>Le collagène résiste aux forces de compression La quantité élevée de PG crée une pression hydrostatique qui résiste à la compression avec un faible écoulement/exsudation du fluid et une consolidation modéré de la matrice</p>  <p>Compression</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>Faible écoulement du fluide et compression modérée de la matrice</p>
Profonde	Faible quantité des fibres de collagène perpendiculaires Faible quantité H ₂ O Quantité très élevée de PG	<p>La quantité élevée des PG résiste à la compression par la création d'une pression hydrostatique qui résiste à la compression malgré le faible écoulement/exsudation du fluide et une faible consolidation de la matrice</p>  <p>Compression</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>H₂O</p> <p>Très faible écoulement du fluide et faible compression de la matrice</p>

Tableau I.4 Synthèse des propriétés mécaniques de chaque couche du cartilage articulaire sain/normal [38]

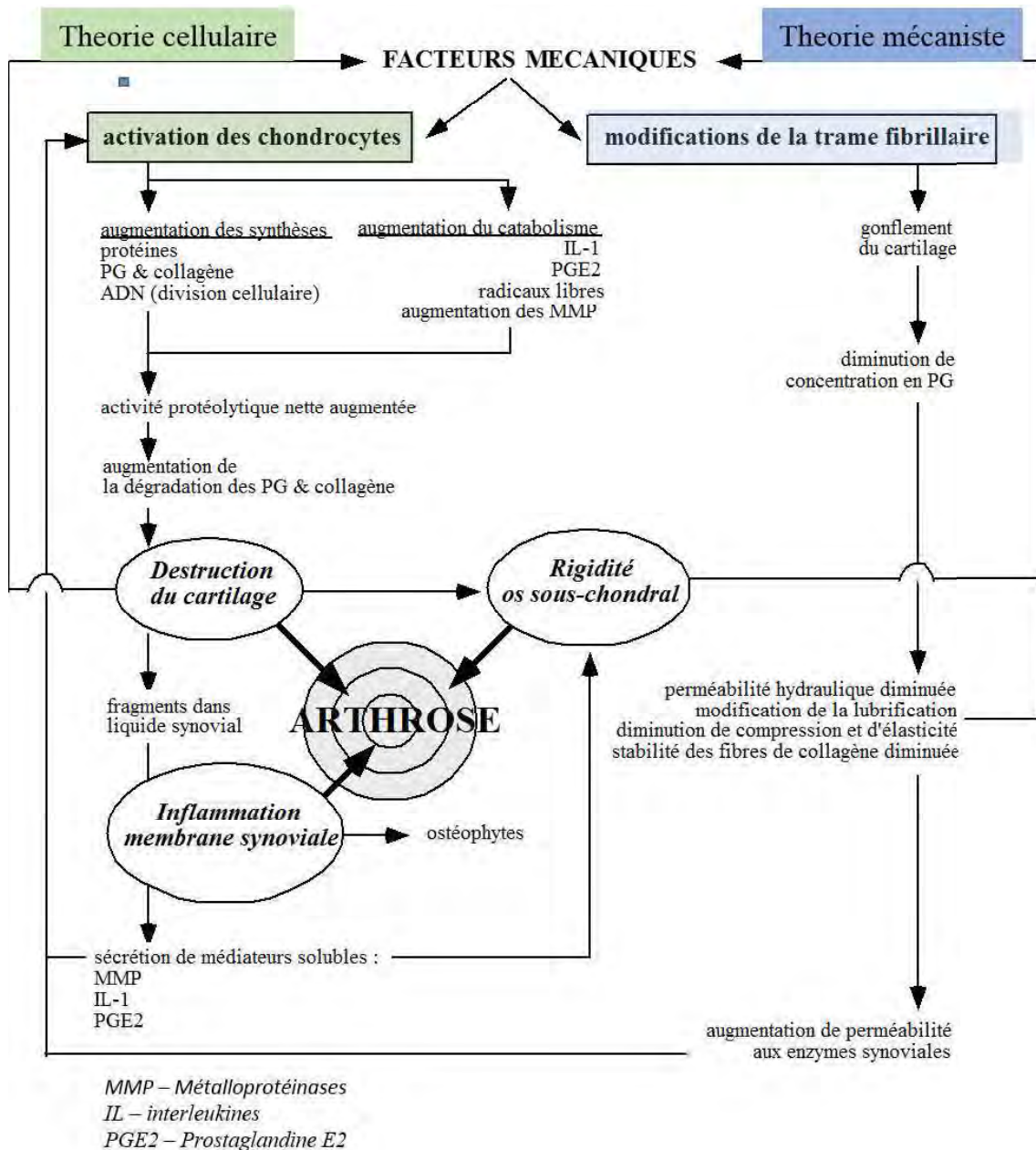


Figure I. 9 Schéma général rendant compte des principaux mécanismes de formation de l'ostéoarthrite [42]

1.2.2.3 Le troisième corps – le liquide synovial

Le 3^{ème} corps du contact articulaire est le liquide synovial ou la synovie. Dans le cas sain, celui-ci est un liquide biologique de couleur jaune pâle, clair et limpide, fortement visqueux, peu abondant qui ne coagule pas.

Chimiquement, le liquide synovial est un dialysat du plasma sanguin - c'est-à-dire la partie du plasma qui a été filtrée à travers une membrane.

Physiquement, il s'agit d'un fluide visiblement thixotrope, c'est-à-dire visqueux et élastique. Sa viscosité diminue avec l'augmentation de la vitesse du fluide lorsqu'il est en

mouvement. En revanche, son élasticité augmente avec l'augmentation de la vitesse du fluide. Sa thixotropie est due à l'acide hyaluronique qu'il contient.

Le liquide synovial est un liquide non newtonien, il révèle un comportement rhéofluidifiant: sa viscosité diminue fortement avec l'augmentation du taux de cisaillement.

Sur le plan fonctionnel, il joue deux rôles importants: nutritif et lubrifiant. Il fournit les nutriments et le dioxygène nécessaires aux chondrocytes tandis qu'il élimine leurs déchets métaboliques, et profite de la présence de cellules immunitaires pour éliminer d'éventuels corps étrangers. Ses propriétés thixotropes le rendent approprié pour former ce que l'on appelle des films lubrifiants élastohydrodynamiques entre les surfaces articulaires en mouvement [43].

Du point de vue tribologique le liquide synovial a le rôle de *séparer* les deux surfaces de cartilage articulaire et d'*accommoder* la différence de vitesses entre celles-ci. Il supporte des pressions élevés, jusqu'à 20 MPa [44] et assure des coefficients de frottement très faibles, dans la gamme 0.0005–0.04 [45]. La lubrification d'une articulation synoviale dans la présence de liquide synovial peut se produire dans l'un des quatre régimes: limite, mixte, élasto-hydrodynamique ou hydrodynamique (Figure I.10). Les quatre régimes de lubrification peuvent être visualisés sur la courbe de Stribeck, qui met en évidence la variation du coefficient de frottement en fonction de l'épaisseur du film lubrifiant.

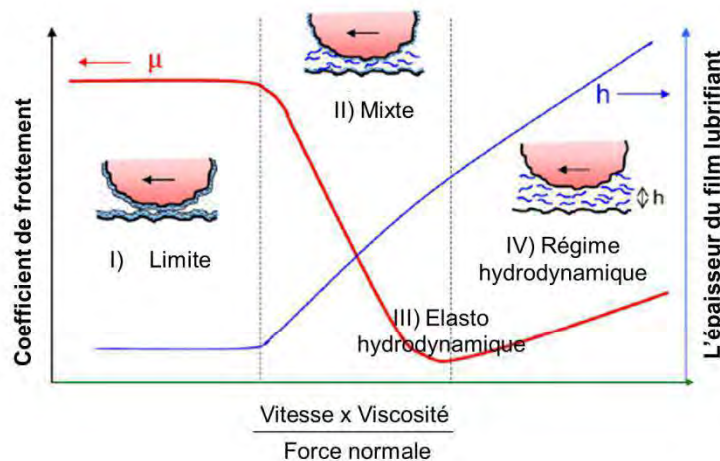


Figure I. 10 Courbe de Stribeck [46]

Quand l'épaisseur du film est plus grande (quelque μm) que celle de la déformation du cartilage articulaire [33] la lubrification est de *type hydrodynamique (HD)*. Le coefficient de frottement croît en fonction de l'épaisseur du film et décroît en fonction de la sévérité. Dans ces régimes de lubrification, l'épaisseur du film lubrifiant est telle, qu'un équilibre entre efforts appliqués et portance hydrodynamique apparaît. Cette portance hydrodynamique est une fonction croissante de la viscosité du lubrifiant et de la vitesse tangentielle, et une fonction décroissante de la vitesse normale. Si l'épaisseur du film diminue on peut avoir un *régime mixte* avec un film lubrifiant non-continu du fait des rugosités du cartilage articulaire.

Lorsque l'épaisseur du film lubrifiant continu est de l'ordre de grandeur de celle de la déformation des corps en contact, la lubrification est de type *élasto hydrodynamique (EHD)* [47], [48]. Ainsi, quand le contact articulaire est soumis à des forces normales très fortes avec des vitesses tangentielles très faibles on se trouve dans le *régime de lubrification limite* [49], [50]

La composition du liquide synovial

Le fluide synovial sain est composé du sérum physiologique « additivé » des composants moléculaires suivants:

Les protéines (environ 20 mg/ml) : sont des protéines sériques (protéines du sang), principalement des albumines (18 mg/ml) et des globulines (2 mg/ml) [51]. Les albumines sériques sont des macromolécules ellipsoïdales d'un volume d'environ $4 \times 4 \times 14 \text{ nm}^3$.

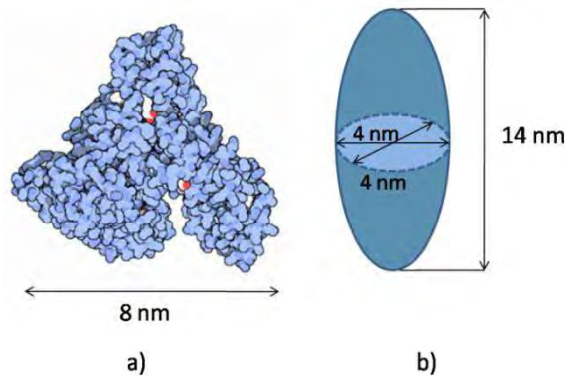


Figure I.11 Albumine sérique : a) structure 3D par Protein Data Bank, b) structure ellipsoïdale

Dans le liquide synovial, les augmentent la viscosité du liquide synovial et ont la capacité de former des réticulations entre les chaînes d'acide hyaluronique en formant un gel glycoprotéique [52].

L'acide hyaluronique (AH, 3 mg/ml) : est un glycosaminoglycane (GAQ), non fixé à une protéine centrale. Ils aident à protéger les articulations en augmentant la viscosité du liquide synovial et en rendant le cartilage plus élastique. L'acide hyaluronique est un polymère de disaccharides eux-mêmes composés d'acide D-glucuronique et de D-N-acétylglucosamine, liés entre eux par des liaisons glycosidiques alternées bêta-1,4 et bêta-1,3.

L'AH est la plus grande molécule du liquide synovial, avec un poids moléculaire d'environ $10^6 - 10^7 \text{ Da}$ [9], qui forme un gel glycoprotéique due à la réticulation avec les protéines. Son état de gel confère au liquide synovial une viscosité importante entre 10 – 34 Pa·s [53].

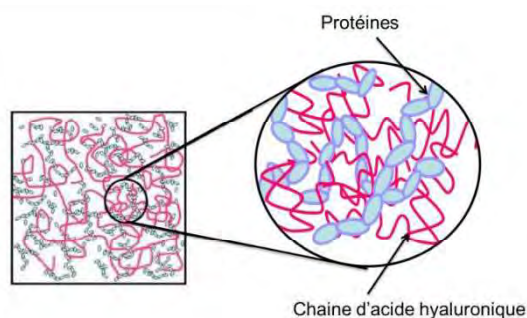


Figure I.12 Réseau polymérique formé par la réticulation des molécules d'acide hyaluronique avec les protéines dans le fluide synovial [18]

Les phospholipides (0.1-0.2 mg/ml) : sont des molécules amphiphiles, qui possèdent une queue hydrophobe composée des deux chaînes d'acides gras et une tête hydrophile composée de trois éléments qui sont un glycérol, un phosphate et un groupe spécifique à chaque type de phospholipide. La structure chimique des phospholipides leur permet de se regrouper en agrégats en mettant en contact leurs parties hydrophobes.

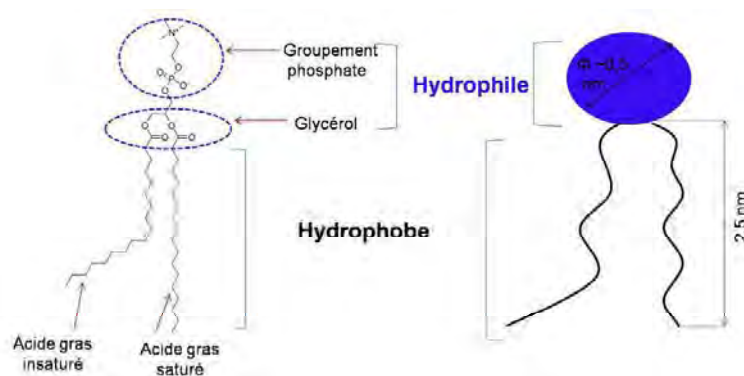


Figure I.13 Structure chimique d'une molécule phospholipidique

Par conséquent, dans l'articulation saine, cette structure peut être de types multicouches planes (3 à 7 bicouches lipidiques empilées sur la surface du cartilage avec un espacement probablement proche de 2-3 nm entre elles, emprisonnant du sérum physiologique) ou sphériques, les vésicules lipidiques (Figure I.14)[54].

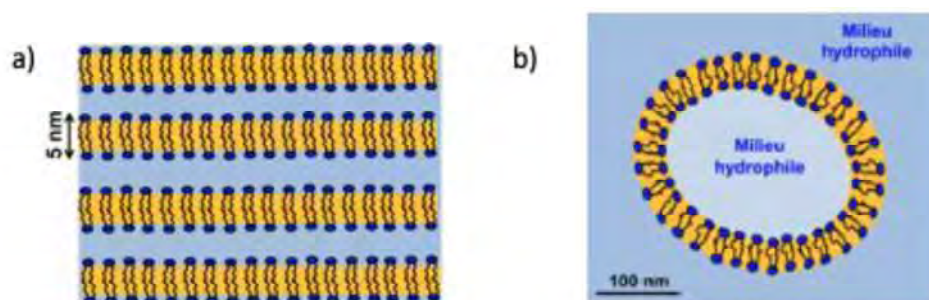


Figure I.14 Structure lipidique : a) de type multicouches planes et b) de type vésiculaire

La lubricine (0.02 mg/ml) : molécule glycoprotéique présente sur la surface du cartilage et qui interagit fortement avec le volume du cartilage due à des affinités chimiques particulières avec les assemblées "aggrecane" de type moléculaire. La lubricine est une molécule sans structure, elle apparaît comme une molécule allongée et flexible avec une longueur de 200 ± 50 nm et le diamètre de quelques nanomètres (Figure I.15)

La lubricine est constituée par une partie vitronectine (SMB), par une partie mucine et par une partie hemopexine (PEX) (Figure I.14). La partie SMB confère à la lubricine le rôle d'adhésif moléculaire, capable de se lier aussi bien aux fibres de collagène, qu'au gel du cartilage et aux couches lipidiques de la synovia. La partie hemopexine quant à elle, confère à la lubricine le rôle d'antioxydant pour les molécules lipidiques et assure donc l'intégrité des couches lipidiques présentes dans la synovie.

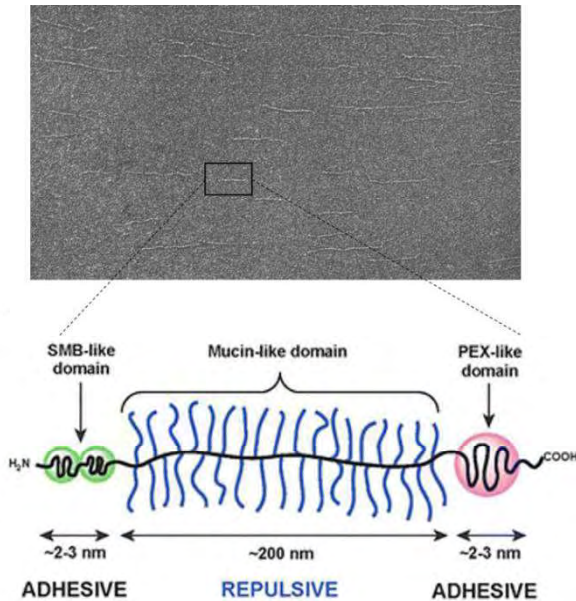


Figure I.15 Structure schématique de la molécule de lubricine [55], [56]

La structure du liquide synovial

Dans le cadre de la lubrification articulaire, il a été donc essentiel d'identifier la structure de liquide synovial et l'influence des composants cités ci-dessus dans les mécanismes de lubrification. Lors des nombreuses années, plusieurs hypothèses se sont construites sur le rôle de tel ou tel composant ou structure supramoléculaire pouvant expliquer les performances tribologiques exceptionnelles du contact articulaire.

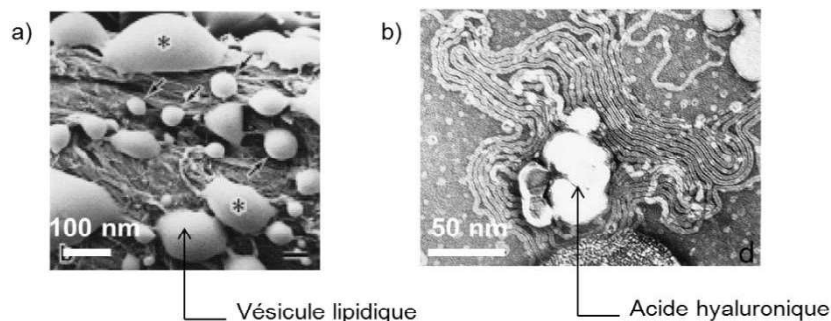


Figure I.16 Séparation de phase dans le volume du liquide synovial sous forme : a) des vésicules [57], b) des structures tubulaires remplis d'acide hyaluronique [58]

Les premières hypothèses sur la lubrification des articulations synoviales prennent en compte une lubrification de type hydrodynamique qui considère le liquide synovial étant un film fluide continu avec une épaisseur d'environ $0,5 \mu\text{m}$ séparant les deux surfaces de cartilage articulaire [33]. Des études biologiques plus récentes ont montré **dans le volume du liquide synovial** de rat [57] la présence de discontinuités sous forme des vésicules (Figure I.16a) avec une dimension supérieure à l'épaisseur du film lubrifiant estimé par la théorie hydrodynamique. L'origine de ces discontinuités est liée à la composition moléculaire du liquide synovial. Des études physico-chimiques ont montré que lorsque les discontinuités sont associées avec l'acide hyaluronique, les lipides forment des vésicules multi lamellaires et des structures tubulaires remplis d'acide hyaluronique [58] (Figure I.16b). De plus, il a été démontré que l'inclusion de vésicules lipidiques dans l'AH ou l'inclusion de l'AH dans

des vésicules lipidiques modifie le comportement rhéologique de ces solutions [59]. Aussi les protéines du liquide synovial peuvent interagir avec l'AH et donc de changer la rhéologie du film lubrifiant [60]. Les protéines peuvent également interagir avec les surfaces de frottement qui vont influencer le mécanisme de bio-lubrification [61], [62].



Figure I.17 Empilement des bicouches lipidiques sur la surface du cartilage articulaire humain par micrographie électronique [66]. L'échelle représente 50 nm.

D'autres études ont permis l'identification des protéines actives de surface (SAP) [52], [56], [60] et des phospholipides actives de surface (SAPL) [63], [64] sur la surface du cartilage articulaire. Il a été montré que ces deux composants du liquide synovial jouent des rôles importants dans le mécanisme de biolubrification limite du cartilage articulaire étant responsables d'un très faible coefficient de frottement [56], [65].

Les recherches de Hills [66] ont suggéré que les SAPL sont l'ingrédient essentiel de la lubrification limite des articulations, car elles forment une interface entre la surface articulaire et le volume de liquide synovial grâce à leur capacité d'auto-assemblage en bicouches.

Donc, la lubrification limite, lorsque les surfaces articulaires devraient normalement être « en contact », est assurée par cette interface constituée de multicouches lipidiques. En 2002, Hills a mis en évidence l'existence d'interfaces lipidiques sur la surface du cartilage articulaire, formées par un empilement de 3 à 7 bicouches lipidiques entre lesquelles se trouve du sérum physiologique [54] (Figure I.17). Les propriétés lubrifiantes de ces interfaces lipidiques ont été d'abord déterminées par la localisation de plan de glissement qui se fait à l'intérieur des bicouches lipidiques. D'autre part, il y a des études qui ont montré que si on couvre les surfaces frottantes avec une seule couche lipidique, on obtient un grand coefficient de frottement, tandis que si les surfaces frottantes sont couvertes par des multicouches lipidiques, on obtient un faible coefficient de frottement [67], [68]. Malheureusement l'origine de ces coefficients de frottement n'a pas été expliquée.

Ainsi, la composition du liquide synovial, la mise en évidence d'une séparation de phase dans le volume de liquide synovial et la mise en évidence des interfaces lipidiques sur la surface du cartilage articulaire, ont validé une structure discontinue du liquide synovial, constituée par des vésicules lipidiques dans le volume, remplies de gel glycoprotéiques (AH et albumines) et des bicouches lipidiques à l'interface avec le cartilage articulaire [18] (Figure I.18). Ce modèle de structure discontinue du fluide synovial, est une structure de type *Gel-IN*, elle étant aussi validée par des études biologiques [69] des tests mécaniques (AFM, frottement) [70] et des tests tribologiques [71].

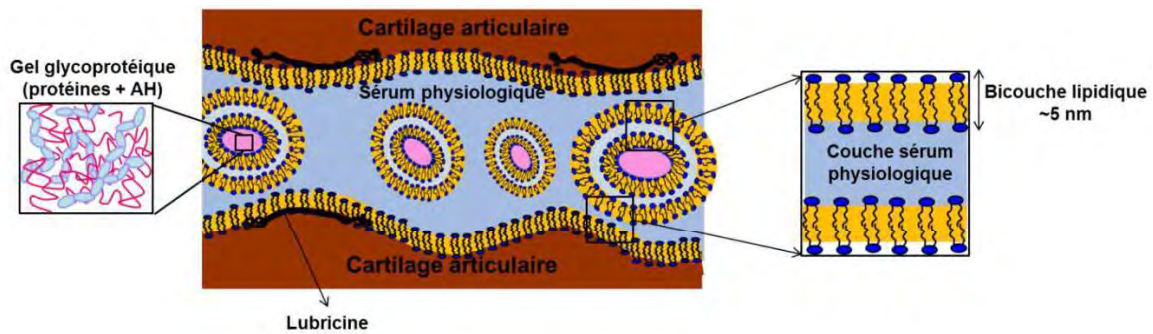


Figure I.18 Structure discontinue de liquide synovial

En ce que consiste les *propriétés tribologiques telles que l'accommodation des vitesses* du liquide synovial dans une articulation synoviale saine, il a été montré que l'accommodation des vitesses est localisée au sein de la couche aqueuse piégée entre les bicouches lipidiques [72]–[74].

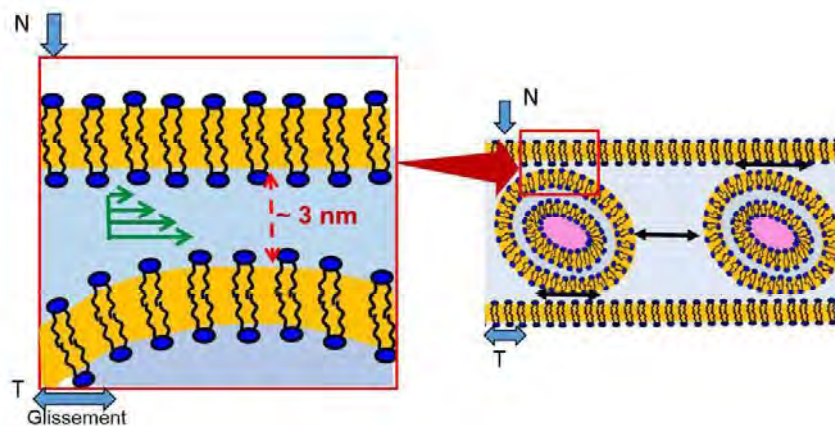


Figure I.19 L'accommodation des vitesses dans la couche aqueuse piégée entre les bicouches lipidiques des interfaces et les bicouches lipidiques des vésicules lipidiques

Ainsi, la présence des bicouches lipidiques sous forme des vésicules dans le volume de liquide synovial améliore les propriétés lubrifiantes des couches lipidiques en les faisant plus résistantes à des pressions normales élevées de l'ordre de 12 MPa [75].

Dans le cas d'une articulation pathologique, les propriétés tribologiques du liquide synovial changent due à la modification de la composition et de la structure de celui-ci. La composition et la structure du liquide synovial varient si le liquide est non-inflammatoire (présent dans une articulation touchée par l'osteoostéoarthritis ou OA) ou inflammatoire (présent dans une articulation touchée par l'arthrite rhumatoïde ou RA)

La concentration des protéines augmente jusqu'au 35 mg/ml dans le liquide synovial OA et de 45 mg/ml dans le liquide synovial RA. *La concentration de l'AH* est aussi dépendante de type de liquide synovial, elle diminue de 3 mg/ml jusqu'à 1 mg/ml dans le cas du liquide synoviale OA et < 1mg/ml dans le cas du liquide synovial RA [51]. La diminution de la concentration d'AH entraîne une diminution de la viscosité du liquide synovial jusqu'à 0.1 – 1 Pa·s [76] dans le cas OA et jusqu'à 0.004 – 0.07 [77] dans le cas RA.

La concentration des phospholipides augmente en fonction de l'état pathologique jusqu'à 0.2 – 0.3 mg/ml dans le cas OA et jusqu'à 0.6 – 3.7 mg/ml dans le cas RA [51] due au passage pathologique des composants du plasma dans le liquide synovial.

En ce qui consiste sa structure, une destruction des assemblages lipidiques a été mise en évidence autant pour le liquide synovial OA que pour le liquide synovial RA.

Concernant *la modification de la structure du liquide synovial dans les pathologies articulaires*, lors de ses travaux de thèse, C.I. Matei [78] a réalisé des analyses biochimiques, structurelles et mécaniques des liquides synoviaux humains OA et RA. Ainsi il a montré que :

- (1) l'absence des interfaces lipidiques sur les surfaces frottantes entraîne une augmentation du coefficient de frottement d'un ordre de grandeur ;
- (2) dans les *prélèvements pathologiques OA*, la taille des vésicules et le nombre des couches lipidiques les entourant restent semblables au cas sain. Par contre l'analyse biochimique montre que dans ces prélèvements il y a une légère activation de l'action enzymatique de la phospholipase A2, ce qui pourra entraîner une destruction partielle de la structure en réseaux des vésicules et la présence de gel glycoprotéique entre ces vésicules, donc un gel dit Gel-OUT. Les analyses tribologiques du liquide OA a mis en évidence une augmentation du coefficient de frottement et de l'usure des interfaces lipidiques avec une localisation des vitesses par glissement ou roulement dans le « Gel-OUT ».
- (3) dans les *prélèvements pathologiques RA* une diminution significative de la viscosité des prélèvements a été mise en évidence avec l'apparition de vésicules unilamellaires 2 à 5 fois plus petites que dans le cas sain et une diminution de la concentration des phospholipides d'environ 60% tandis que la concentration de lipides totaux augmente d'environ un ordre de grandeur par rapport au cas sain. Aussi, l'activation de l'action enzymatique de la phospholipase A2 a été deux fois plus importante que dans des cas pathologiques OA. La conséquence tribologique de cette modification structurale est toujours l'augmentation du coefficient de frottement et de l'usure des interfaces lipidiques avec une localisation des vitesses par glissement aussi dans le Gel-OUT.

Le tableau I.5 présente une synthèse des caractéristiques, de la composition et de la structure du liquide synovial sain et pathologique.

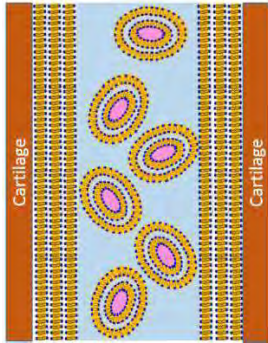
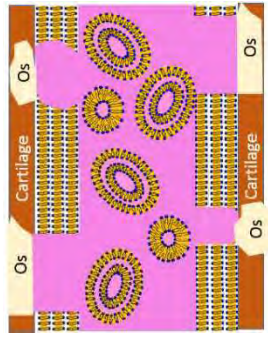
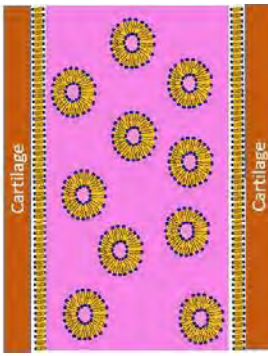
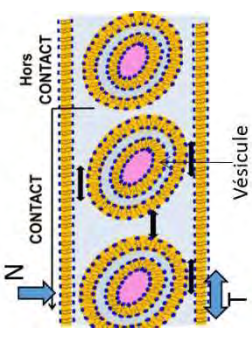
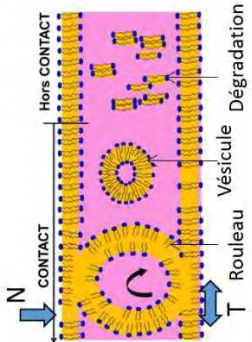
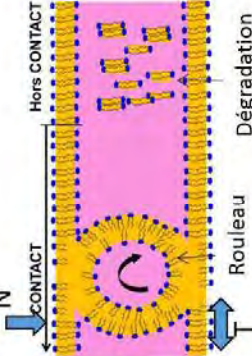
Liquide synovial		Sain	OA	RA
Couleur		Jaune pale	Jaune pale	Jaune/ Orangâtre
	Clarté	Transparent	Transparent	Opaque
Composition (mg/ml)	Protéines	20	~ 35	> 45
	AH	2 - 4	~ 1	< 1
	Phospholipides	0.1 - 0.2	0.2 - 0.3	1.5 - 3.7
Lubrification	0.2	~ 0.36	~ 0.32	
Viscosité (Pa*s)		10 - 34	~ 1	0.004 - 0.07
Structure				
	Propriétés tribologiques	0.008	0.022	0.027
	μ			
	SiMj	Dans couche aqueuse piégée entre les bicouches lipidiques, aucune dégradation des interfaces	Très légère dégradation des bicouches lipidiques par la formation des rouleaux très fins	Éclatement des vésicules lipidiques et formation des rouleaux

Tableau I.5 Synthèse des caractéristiques, composition et structure du liquide synovial sain, non-inflammatoire (OA) et inflammatoire (RA).
 Le coefficient de frottement μ a été calculé dans le cas des pressions de contact entre 0.2 et 0.4 MPa, en présence des interfaces lipidiques [51], [71], [72], [78]

1.2.3 Du genou naturel au genou artificiel

Comme on a pu le voir, l'articulation de genou est une articulation avec des propriétés tribologiques remarquables, capable de fonctionner jusqu'aux environ 80 ans grâce à son système de lubrification complexe. On a vu la capacité du liquide synovial de séparer les surfaces du cartilage articulaire et d'éviter l'usure de celui-là grâce à l'interaction des macromolécules qui le contiennent : formation des assemblages phospholipidiques qui englobent un gel-glycoprotéique ainsi que la formation des multicouches lipidiques qui couvrent les surfaces cartilagineuses en les protégeant.

Malheureusement, due aux facteurs tels que l'âge, l'obésité, les traumatismes, les charges élevées, les déformations osseuses ou la génétique, l'articulation de genou est touchée par des pathologies articulaires telles que l'ostéoartrite (OA) qui se traduit par l'usure du cartilage articulaire. L'usure du cartilage est irréversible, l'OA ne guérit pas, son évolution naturelle se fait vers une dégradation articulaire déformante, un enraidissement douloureux, une marche de plus en plus difficile voire impossible, répercussions qui touchent la vie quotidienne et la qualité de vie liée à la santé. Les difficultés de mouvement dans la vie quotidienne deviennent telles qu'il est utile voir indispensable d'envisager la substitution partielle ou totale de l'articulation naturelle du genou pathologique par une articulation artificielle qui consiste dans la pose d'une prothèse de genou.

Un peu d'histoire

Les premières tentatives d'élaboration de prothèses de genou datent du XIX^{ème} siècle. La substitution de l'articulation de genou a été réalisée pour la première fois en 1890 par Thémistocles Gluck, chirurgien moldave qui a implanté une prothèse à charnière en ivoire et qui fut une catastrophe en raison de complications infectieuses. Après ce premier essai un peu inconscient, rien ne s'est pratiquement passé pendant 60 ans. Il paraît quand même, que d'autres essais ont été réalisés avant Gluck en utilisant des matériaux comme le caoutchouc ou le platine [79]. Avec les progrès des techniques chirurgicales et anesthésiques, après la 2^{ème} guerre mondiale, des nouvelles implantations de prothèses de genou ont été tentées. Il s'agit des prothèses à charnière simples avec des tiges intra médullaires qui n'autorisaient qu'un mouvement de flexion extension [80]. Ces tiges étaient implantées dans les canaux médullaires sans interposition de ciment. Au cours des années 1950 et 1960 les prothèses à charnière (Figure I. 20A) ont connu des résultats assez satisfaisants. Étant donné que le couple de frottement de ces prothèses était métal-métal, souvent il y avait une libération de débris d'usure métalliques qui déclenchait une réaction à corps étrangers majeure qui finissait par un taux d'échec assez élevé. En plus, ce type de prothèse ne remplaçait pas les mouvements complexes de l'articulation du genou, comme la rotation, ayant comme conséquence une concentration des contraintes au niveau de l'axe métal-métal et de l'interface avec l'os. Malgré de nombreuses difficultés, ces prothèses ont resté pendant une quinzaine d'années les seules disponibles pour traiter les ostéoartrite très évoluées.

A partir des années 1960, l'évolution des prothèses de genou suit un processus répétitif de développement et d'échec. Les développements continus et rapides de la biomécanique et des matériaux au XXe siècle ont considérablement élargi la gamme de ces prothèses.

Ça sera due au remplacement du couple de frottement métal-métal par un couple de frottement métal-polyéthylène, dans les années 1960, que les prothèses de genou connaissent une amélioration de leur performance qui permet une moindre production des débris d'usure, donc moins des réactions au corps étranger [81]–[83]. Parallèlement et ceci, l'utilisation d'un ciment qui aide à fixer les tiges intra médullaires ont aussi contribué à cette amélioration. En plus de ça, des nombreuses prothèses à charnière autorisant la rotation ont été développés dans les années 1960 - 1970 qui ont permis la diminution des contraintes, ainsi, augmentant leur durée de vie.

Une des étapes la plus importantes dans l'amélioration de la performance d'une prothèse de genou reste l'utilisation du polyéthylène de poids moléculaire ultra élevé (Ultra High Molecular Weight Polyethylene – UHMWPE) comme composante tibiale. L'introduction de l'UHMWPE dans la constitution d'une prothèse de genou est arrivée dans la même période que cela a été adopté par Charnley dans la prothèse totale de hanche. La manière dont le polyéthylène (UHMWPE) a été fondamentalement adapté à la prothèse genou a évolué le plus rapidement au cours des années 1970. A partir de cette période les ingénieurs et les chirurgiens ont prévu des améliorations progressives continues dans la conception des composants fémoraux, tibiaux et rotuliens. Les cinq étapes importantes de l'introduction de l'UHMWPE dans la prothèse de genou comprennent: (1) la prothèse de genou Polycentric de Frank H. Guston, qui représente le premier concept de design pour le remplacement total du genou et qui consiste à remplacer les deux condyles du fémur individuellement (Figure I.20B), (2) l'adaptation du design de Gunston au genou unicondylien et l'utilisation de cette prothèse pour le traitement de l'arthrose unicompartimentale (Figure I.20C), (3) l'évolution vers un genou total bicondylien, dans lequel le tibia et les composants fémoraux ont été joints pour faciliter l'insertion et le positionnement anatomique (Figure I.20D), (4) le resurfaçage de articulation patello-fémorale (pièce prothétique en polyéthylène, appelé médaillon rotulien, posé sur la rotule) (Figure I.20E) et (5) l'incorporation d'un métal back dans la conception des composants UHMWPE (Figure I.20F) [84].

Coté fémoral, une première avancée notable est l'utilisation des alliages métalliques comme le vitallium, ensuite l'acier inoxydable et les alliages titane.

Les designs des prothèses de genou les plus performantes avec une durée de vie supérieure à 10 ans ont abouti que les dernières années. Même aujourd'hui, les chirurgiens et les ingénieurs en biomécanique continuent de débattre et d'affiner leur compréhension concernant les adaptations fondamentales apportées à la prothèse de genou afin d'augmenter leur durée de vie.

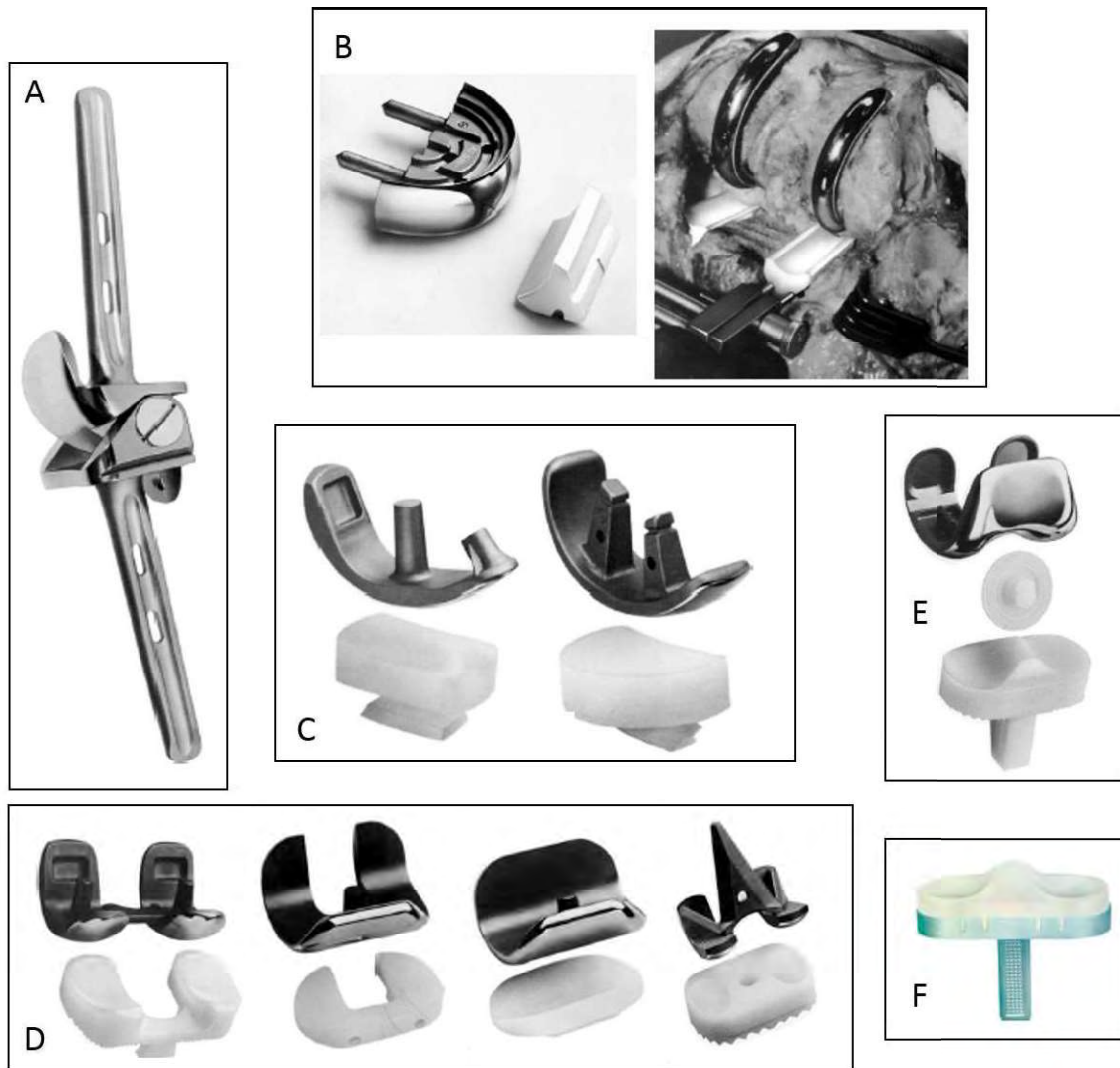


Figure I.20 A) La première prothèse de genou, à charnière, développée dans les années 1960, constituée par un couple de frottement métal-métal. Les améliorations des années 1970 de la prothèse charnière par l'adaptation de la composante tibiale/patellaire en UHMWPE et le couple frottement métal-plastic : B) la prothèse de genou Polycentric de Frank H. Guston, C) la prothèse unicompartmentale de genou Polycentric étant aussi une des premières prothèses fixées par ciment, D) différentes designs des prothèses de genou bicondyliennes (de gauche à droite : Geomedic, Freeman - Swanson, Freeman – Swanson et Fowler) E) prothèse de genou incluant un implant patellaire, E) plateau tibial en UHMWPE fixé dans un metal black [84]

Prothèses de genou contemporaines

On a vu que tout au long de l'histoire des prothèses de genou, les toutes premières optimisations ont visé leur mode de fixation, la diminution des contraintes et les matériaux.

Mode de fixation

Aujourd'hui, les prothèses de genou connaissent *deux modes de fixation* : avec du ciment osseux (méthacrylate de méthyle) et sans ciment osseux. Les prothèses fixées par du ciment osseux connaissent une durée de vie entre 10 et 15 ans maximum due à la fragilité osseuse par ostéolyse qui finit par le descellement de la prothèse. La fixation sans ciment osseux implique *un revêtement poreux en hydroxyapatite* qui fa-

vorise la repoussée osseuse autour de la prothèse et *qui optimise les pressions de contact*.

Diminution des contraintes

En ce qui concerne la diminution des contraintes, les prothèses totales de genou de type charnière ont été remplacées par *les prothèses à glissement* qui ne remplacent que le cartilage.

Apparues au début des années 1970, leurs concepteurs ont compris que moins une prothèse est contrainte moins la défaillance mécanique (usure prématurée, un descellement des implants ou même une fracture des différentes pièces) risque d'apparaître puisqu'elle sera moins sollicitée. La prothèse à glissement comporte deux composants séparés, un plateau tibial, en partie ou en totalité en polyéthylène, et une prothèse condylienne fémorale, métallique, qui vient s'emboîter sur l'extrémité inférieure du fémur. Les deux composantes fémorale et tibiale sont maintenues l'une contre l'autre par les ligaments interne et externe. La partie fémorale comporte le plus souvent une trochlée qui s'articule avec la rotule, avec ou sans l'intermédiaire d'un bouton rotulien en polyéthylène. On voit que les longues queues intra-médullaires ne sont plus nécessaires pour la fixation : le plateau tibial est placé sur l'extrémité supérieure du tibia, après une coupe osseuse plane qui résèque une épaisseur d'os correspondant à l'épaisseur de la prothèse. Du côté fémoral, les sections osseuses sont faites de coupes planes juxtaposées qui permettent de s'adapter à la forme arrondie des condyles et répondent au dessin de la prothèse de façon à obtenir un bon emboîtement os-prothèse, sans avoir besoin d'une queue intra fémorale. Les prothèses à glissement existent en plusieurs tailles qui répondent aux variations anatomiques entre les patients.

Certaines prothèses totales à glissement sont conçues pour fonctionner avec le ligament croisé postérieur tandis que d'autres sont "*postéro-stabilisées*", c'est-à-dire qu'elles sont stables même si le ligament croisé postérieur est absent ou enlevé.



Figure I.21 Prothèses à glissement contemporaines : A) Unity Knee, Corin Group, 1-avec préservation du ligament croisé postérieur et 2- postéro-stabilisé, B) HLS Knee Tech, Corin Group avec un triple condyle pour une meilleure stabilité, C) Illustration d'un plateau tibial mobile NexGen, Zimmer.

Les prothèses de genou peuvent être avec plateau tibial mobile ou plateau tibial fixe. L'avantage d'un plateau mobile est la diminution de la contrainte avec

l'augmentation de la congruence avec donc, moins de risque d'usure du polyéthylène. En pratique, les études avec un grand recul ne montrent pas de différence statistiquement significative. La mobilité peut être rotatoire simple ou rotatoire avec translation antéro-postérieure. Les plateaux mobiles nécessitent cependant un bon équilibre ligamentaire pour être stabilisés. L'inconvénient du plateau mobile est le risque de luxation de celui-ci, risque qui n'existe pas pour un plateau tibial fixe.

Les matériaux

Alliages métalliques pour la composante fémorale

Les alliages métalliques le plus utilisées aujourd'hui sont constituées d'alliages à base de titane (Ti6Al4V) ou de cobalt-chrome (CoCr) qui ont largement remplacé l'acier inoxydable (SS 316L) en raison de leur meilleure résistance à la corrosion, à l'usure et de leur rigidité inférieure. Il réunit aussi de bonnes propriétés mécaniques ainsi qu'une excellente tribologie. Les alliages CoCr sont principalement composés de Co (63%), Cr (26-30%), Mo (5-7%), Ni (1% maximum), Fe (<0.75%), Si (<1%), Mn (<1%) et C(<0.14%).

Optimisations des alliages métalliques

Suite à des échecs orthopédiques imputables à une hypersensibilité du patient à l'un des composants métalliques de l'alliage CoCr, des tentatives de remplacement de cet alliage par des céramiques ont eu lieu. Le but des céramiques était de minimiser encore plus l'usure et de minimiser les effets allergiques survenus suite à la libération des ions métalliques [85]. Il a toute suite été prouvé que la céramique présente le désavantage d'être fragile et étant données les contraintes importantes au niveau de genou, elles provoquent des fractures, leurs performances étant catastrophiques. En revanche, des revêtement des surfaces céramiques ont été adoptés pour diminuer l'usure et la libération d'ions métalliques, tout en maintenant une résistance mécanique élevée et un coût bas [86]. Mais les revêtements céramiques ne semblaient pas représenter une solution uniquement pour les allergies, celles-ci sont censées de diminuer aussi l'usure jusqu'au 65% par rapport au fonctionnement d'une composante CoCr non revêtue [87], [88] Les revêtements céramiques au niveau des prothèses de genou représentent une technologie assez innovante et aucune donnée clinique n'est disponible aujourd'hui afin d'arriver à évaluer leur performance *in vivo*.

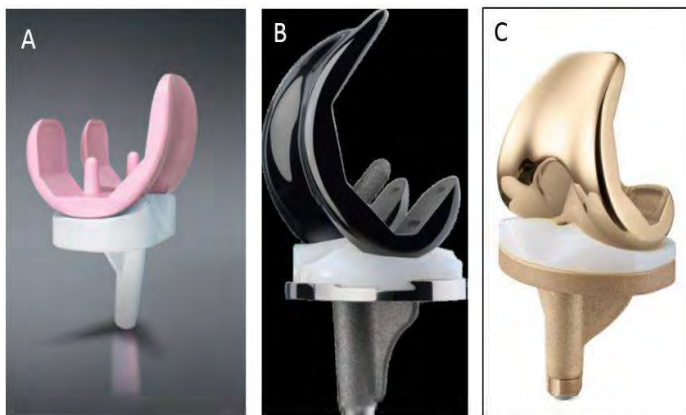


Figure I.22 *Innovations au niveau des matériaux utilisés pour la composante fémorale : A) Composante fémorale en zircone, BIOLOX, CeramTech,, B) Composante fémorale en OXINIUM (zircone oxydée), VERILAST, Smith and Nephew et C) Revêtement en nitrure de titane (TiN) de la composante fémorale, VEGA Système , BBraun*

Polyéthylène (UHMWPE) pour la composante tibiale

Depuis le début des prothèses de genou modernes (les prothèses de Gunston), le plateau tibial est constitué par une pièce plastique qui est le polyéthylène de poids moléculaire ultra élevé (UHMWPE). L'UHMWPE est toujours utilisé en raison de ses bonnes propriétés physico-chimiques et mécaniques, dont les plus remarquables sont son inertie chimique, son pouvoir lubrifiant, son absorption des chocs et sa résistance à l'abrasion [84].

Le polyéthylène (PE) a été synthétisé pour la première fois en 1898 par le chimiste allemand Hans Von Pechmann qui l'obtint « accidentellement » en chauffant du diazométhane. Ruhrchemie AG, prédécesseur de Ticona entreprit la fabrication commerciale de la résine de PE à haut poids moléculaire dans les années 1950. Le PE a commencé être utilisé par Charnley en 1960 qui utilisait avant le polytétrafluoroéthylène (PTFE Téflon) pour les prothèses de hanche.

Le PE est une paraffine, substance blanche, inerte et biocompatible. C'est l'un des polymères les plus simples et les moins chers, obtenu par polymérisation de la molécule d'éthylène ($\text{CH}_2 = \text{CH}_2$) (Figure I. 23a). Ainsi le polyéthylène est une chaîne de carbones liés chacun à deux atomes d'hydrogène (Figure I. 23b). Ses caractéristiques telles que haute ou basse densité, lui sont conférées par sa masse moléculaire, la longueur des chaînes qui le composent et leur organisation. Ce qui donne son « très haut poids moléculaire » (UHMWPE = Ultra High Molecular Weight Polyethylene) au polyéthylène est la longueur de la chaîne des polymères : 15 à 120 fois plus longue que celle du PE Haute Densité (HDPE).

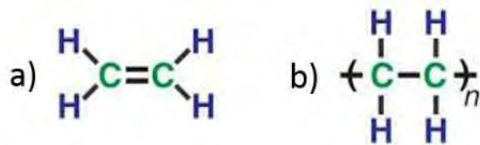


Figure I. 23 a) Formule de la molécule d'éthylène, b) Molécule de Polyéthylène où « n » définit le nombre moyen d'unités de répétition.

Optimisation de l'UHMWPE

Au fil de temps, le PE a subi de nombreuses optimisations afin de diminuer l'usure et optimiser la performance des prothèses de genou. Ces optimisations ont visées :

- l'amélioration des propriétés mécaniques de l'UHMWPE
- l'amélioration des conditions de lubrification.

Pour ce faire, des nombreuses solutions ont été trouvées :

- PE hautement réticulé,
- PE dopé à la vitamine E,
- produits de remplissage dans la PE (nano fibres de carbone, nanotubes de carbone, graphène ou particules dures),
- molécules greffées à la surface du PE.

Vers les prothèses de deuxième génération

Dans les années 1990 des analyses réalisées sur des explants de genou ont montré que la stérilisation par irradiation (radiation γ) favorise l'oxydation du polymère et la libération des radicaux libres avec des effets néfastes sur la résistance à l'usure. Afin de mieux contrôler l'oxydation, les fabricants traitent thermiquement et / ou mécaniquement les produits irradiés (dose supérieure de radiations, > 50 kGy) pour réduire ou éliminer les radicaux

libres dans la masse. Ces processus augmentent la réticulation dans la structure du polymère, entraînant une réduction spectaculaire des taux d'usure *in vitro* et *in vivo* ainsi que de la diminution de l'incidence de l'ostéolyse liée aux débris d'usure. Il s'agit du polyéthylène hautement réticulé ou XLPE (cross-linked polyethylene) [89], [90] qui fait partie des prothèses de genou de deuxième génération. La réticulation implique des modifications dans les propriétés chimiques du polyéthylène ce qui entraîne une diminution des propriétés mécaniques surtout une diminution de la résistance à la propagation des fissures et la contrainte à la rupture. En plus, le XLPE accuse aussi une réduction des propriétés à la fatigue. Aujourd'hui, les études cliniques montrent des résultats encourageants avec l'utilisation du XLPE, avec une diminution de l'usure de celui-ci mais le recul est encore insuffisant.

Un autre moyen d'assurer la stabilité oxydative à long terme du PE et le dopage de celui-ci avec un antioxydant, la vitamine E (α -tocophérol). Cette technique vise à fournir une résistance à l'oxydation et à l'usure à l'UHMWPE sans fusion post-irradiation. Ainsi, il n'y a aucune perte de cristallinité suite à la post irradiation, la fusion est évitée et la résistance à la fatigue est améliorée. Les essais *in vitro* de l'UHMWPE dopé à la vitamine E montrent une diminution de l'usure du plateau tibial étudié de 80 à 90 % par rapport au polyéthylène standard [91], [92].

Vers les prothèses de troisième génération

Une 3^{ème} génération des prothèses semble naître étant constitué par les prothèses qui adoptent des matériaux de remplissage ou des molécules de surface afin d'améliorer leurs propriétés mécaniques et leurs conditions de lubrification.

Aujourd'hui, peu d'études ont été menées pour tester les performances de produits de remplissage tels que les nanofibres ou les nanotubes de carbone. Des points faibles ont été identifiés : incorporation homogène de ces matériaux dans la composition d'UHMWPE. Une concentration des matériaux de remplissage dans certaines zones de l'UHMWPE peut favoriser les contraintes localisées et la production des particules d'usure. Des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer exactement le type, la taille et la concentration des particules optimales afin de minimiser ou d'éliminer les effets secondaires des matériaux incorporés sur les performances d'usure d'UHMWPE.

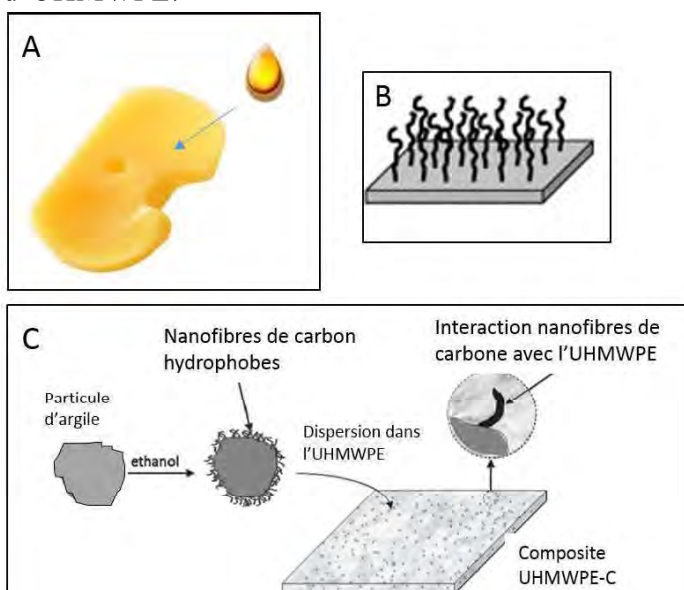


Figure I. 24 *Illustrations des adaptations apportées à l'UHMWPE, A) UHMWPE dopé à la vitamine E, B) Greffage des polymères p(MPC) sur la surface d'UHMWPE [93] et C) Remplissage de la matrice d'UHMWPE par des nanotubes de carbone [94]*

Lors de ces travaux de thèse, Wang [37] a montré que le greffage d'un polymère de type p(MPC) (poly(2-méthacryloyloxyethyl phosphorylcholine)) peut avoir un réel rôle lubrifiant en réduisant le coefficient de frottement et éliminant la dégradation du polyéthylène à partir du moment où certaines conditions sont réunies, telles que la rugosité de du substrat en UHMWPE ne doit pas être trop « aigu » car sinon celui-ci est susceptible de se détériorer même s'il est protégé par une épaisse couche de p(MPC), les couches greffées doivent avoir une épaisseur supérieure à l'échelle typique des rugosités du substrat en UHMWPE et que la cohésion de ces couches avec le substrat doit être assez importante pour ne pas être rapidement chassées du contact frottant.

Les techniques de greffage restent à améliorer. Entre temps, les optimisations les plus récentes visent le développement des prothèses de genou sur mesure (comme fait depuis quelque temps pour la hanche). Même si le cout de celles-ci sera beaucoup plus grand que pour les prothèses actuelles, le fait d'être adaptées à la morphologie du patient va encore contribuer à une durée de vie supérieure à 15 ans.

1.2.3.1 « Usure » dans une prothèse de genou : caractérisation quantitative et qualitative

Les performances cliniques d'une articulation artificielle de genou sont globalement exprimées en fonction de l'usure de l'UHMWPE. On peut se rapporter à l'usure par deux moyens : quantitativement ou qualitativement.

Quantitativement, l'usure est généralement exprimée par la pénétration linéaire (mm/an) et le taux d'usure volumétrique (mm^3/an) [95]–[97]. Au niveau d'une PUC, la pénétration linéaire varie entre 0,02 - 1,4 mm/an tandis que le taux d'usure volumétrique est compris entre 12 - 17,3 mm^3/an . Normalement, il existe une relation linéaire entre la pénétration linéaire, le taux d'usure volumétrique et durée d'implantation *in vivo*.

Le taux d'usure de la composante en UHMWPE lors du son fonctionnement *in vivo* est influencé par des nombreux facteurs classés comme suite :

- (i) facteurs liés à l'usinage, qui jouent sur la rugosité de la surface métallique [98], [99] et sur la topographie de surface de la surface UHMWPE [100];
- (ii) conception de la prothèse : la géométrie [95], [101], la taille [102], [103], l'épaisseur du plateau tibial [104];
- (iii) facteurs liés à la technique chirurgicale tel que l'alignement du genou [105] ;
- (iv) des facteurs liés au patient tels que le poids corporel [102] ou les propriétés du liquide synovial qui pourront influencer l'interaction des molécules de liquide synovial avec les surfaces frottantes [106]–[108].

Il a été montré qu'une seule imperfection (comme une rayure transversale) sur la surface métallique peut augmenter considérablement le taux d'usure de l'UHMWPE. En outre, les changements de la topographie de la surface métallique causée par le « transfert » du polyéthylène augmente également le taux d'usure [109]. En ce qui concerne la topographie de la surface UHMWPE, il a été montré que des

faibles valeurs de rugosité n'entraînent pas nécessairement moins de dégradation et des faibles taux d'usure [100]. Il paraît qu'une rugosité plus élevée peut réduire la dégradation de surface de l'UHMWPE en conduisant au moindre taux d'usure.

Concernant le design des prothèses de genou, les plateaux tibiaux fixes ont montré des taux d'usure inférieurs aux taux d'usure caractéristiques du plateau tibial mobiles et que la pénétration linéaire (mm/an) est plus importante au niveau des plateaux tibiaux plates par rapport aux plateaux congruents. En plus de ça, le design des prothèses de genou influence la morphologie des débris d'usure en conduisant à des réactions de type inflammatoire.

La taille de l'implant du genou est choisie afin de correspondre à l'anatomie de l'articulation et au poids du patient [102], [103]. Ainsi, il est possible d'avoir des patients avec le même poids, mais différentes tailles des prothèses. Le concept d'options de dimensionnement peut avoir des effets importants sur les taux d'usure des composantes tibiales en UHMWPE.

Concernant l'épaisseur des plateaux tibiaux en UHMWPE, celui-ci est choisi afin d'obtenir une résection osseuse minimale. Le taux d'usure n'est que légèrement affecté par l'épaisseur du plateau tibial. Il a été montré que l'augmentation de l'épaisseur conduisait à une légère diminution de la pression de contact et du taux d'usure [104].

Qualitativement, l'usure est caractérisée par les modes d'usure : usure suite à des rayures, usure par délaminage, pitting, déformation, usure par abrasion ou l'usure par adhésion [84]. L'origine des « modes d'usure » est liée au comportement tribologique *in vivo* des implants.

1.2.3.2 Lubrification d'une articulation artificielle de genou

Comme on a pu le voir dans la section 1.2.2.3, la lubrification d'une articulation synoviale est assurée par un lubrifiant avec une composition et une structure complexe qui assure un faible coefficient de frottement, sans usure due à une accommodation des vitesses qui se réalise dans les couches aqueuses piégées entre les assemblages lipidiques (multicouches et vésicules).

Lors des études *ex vivo*, il a été montré que le lubrifiant, tel que le liquide synovial, joue un rôle important dans le comportement tribologique des articulations artificielles en raison de sa lubrification caractéristique [106]–[108]. Suite au remplacement du genou naturel par un genou artificiel, la concentration de protéines et de phospholipides n'est pas modifiée de façon significative [110], [111] (voir Tableau I.4). Ces deux macromolécules peuvent donc exercer normalement leur fonction dans la lubrification limite au niveau des articulations artificielles, de la même manière que dans les articulations naturelles. Gale et al. [112] ont mis en évidence la présence des phospholipides actifs de surface (SAPL) de type phosphatidylcholine aussi sur la surface métallique que sur la surface UHMWPE des prothèses. Lors de leurs études sur le rôle des protéines dans le comportement tribologique des prothèses, Serro et al. [107] ont montré que les surfaces métalliques sont protégées contre un « transfert » de matière grâce aux albumines adsorbées sur les surfaces. Également, plus la quantité de protéines adsorbées est importante, plus la protection contre le « transfert » de film po-

lymère sur la surface métallique est efficace. Le liquide synovial responsable de la lubrification des prothèses de genou est un liquide synovial plutôt non-inflammatoire (osteoarthritique). Malgré des modifications dans sa composition, il a été montré que son efficacité dans la lubrification ne diminue que pour 8% des patients [113]. Etant donné la diminution de l'efficacité du liquide non-inflammatoire, la présence de phospholipides sur la surface des explants a été mise en évidence dans presque tous les cas. L'arthrose peut entraîner une diminution de la quantité de molécules lubrifiantes, notamment des SAPL, qui restent toujours présentes au niveau de la surface du cartilage [114] assurant ainsi leur rôle lubrifiant.

Composition liquid synovial	PTG primaire	PTG de reprise	Genou naturel		
			Normal	OA (non-inflammatoire)	RA (inflammatoire)
Protéines	~ 27	~ 34	15-25	29-39	36 - 54
AH	1.3	0.9	1-4	0.7 – 1.1	0.8 – 1.5
Phospholipides	0.52	0.52	0.1	0.2 – 0.3	1.5 – 3.7

Tableau I. 6 Variation de la composition du liquide synovial entre l'articulation naturelle et l'articulation artificielle. PTG : Prothèse Totale de Genou, OA : Ostéoarthrite, RA : Arthrite Rhumatoïde [111]

1.2.4 Conclusions préliminaires

Malgré l'évolution des matériaux utilisées dans la conception des prothèses de genou et l'optimisation des couples de frottement, le meilleur choix reste le couple métal (CoCr) contre polyéthylène (UHMWPE). Mais, ce couple génère des problèmes liés à leur durée de vie *in vivo*. Des durées de vie supérieures à 10 ans sont difficilement atteintes due à la génération des particules d'usure du polyéthylène : leur quantité importante et leur grande réactivité pouvant générer l'échec de la prothèse via une ostéolyse et un descellement de l'implant. Le contrôle des particules d'usure des implants en polyéthylène reste un problème d'actualité dans la recherche visant à augmenter les performances tribologiques et les durées de vie *in vivo* des prothèses. En plus, les recherches s'orientent plus sur l'optimisation des matériaux constituant les prothèses sans comprendre les mécanismes de lubrification de ces prothèses.

C'est dans ce contexte que **cette thèse vise à identifier et à comprendre le comportement tribologique et la lubrification *in vivo* des prothèses articulaires de genou, afin d'élaborer de nouveaux axes d'optimisation de celles-ci, permettant ainsi d'augmenter leur durée de vie.**

1.3 Bibliographie

- [1] OECD, ‘Glossary of Terms and Definitions in the Field of Friction, Wear and Lubrication “tribiology”’, Research Group on Wear of Engineering Materials, Organisation for Economic Cooperation and Development, Paris, 1969.
- [2] G. Zambelli and L. Vincent, *Matériaux et contacts: une approche tribologique*. Lausanne: Presses polytechniques et universitaires romandes, 1998.
- [3] D. Dowson, *History of tribology*. London: Professional Engineering Publishing, 1998.
- [4] J.-M. Georges, *Frottement, usure et lubrification: tribologie ou science des surfaces*. Paris: CNRS Editions, 2000.
- [5] F. P. Bowden and D. Tabor, *The friction and lubrication of solids*. Oxford : New York: Clarendon Press ; Oxford University Press, 2001.
- [6] M. Godet, ‘The third-body approach: A mechanical view of wear’, *Wear*, vol. 100, no. 1–3, pp. 437–452, Dec. 1984.
- [7] Y. Berthier, ‘Maurice Godet’s Third Body’, in *Tribology Series*, Elsevier BV, 1996, pp. 21–30.
- [8] Y. Berthier, M. Godet, and M. Brendle, ‘Velocity Accommodation in Friction’, *Tribol. Trans.*, vol. 32, no. 4, pp. 490–496, Jan. 1989.
- [9] Yves Berthier, ‘Mécanismes et tribologie, Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon et de l’Université Claude Bernard de Lyon, 1988.
- [10] Y. Berthier, ‘Third-Body Reality - Consequences and Use of the Third-Body Concept to Solve Friction and Wear Problems’, in *Wear - Materials, Mechanisms and Practice*, Wiley-Blackwell, 2014, pp. 291–316.
- [11] D. Dowson and V. Wright, ‘Bio-tribology, in: Proceeding of the Conference on the Rheology of Lubrication’, The Institute of Petroleum, The Institution of Mechanical Engineers, and the British Society of Rheology, London, 1973.
- [12] Z. R. Zhou and Z. M. Jin, ‘Biotribology: Recent progresses and future perspectives’, *Biosurface Biotribology*, vol. 1, no. 1, pp. 3–24, Mar. 2015.
- [13] M. Dufour, M. Pillu, *Biomecanique Fonctionnelle: Membres-Tete-Tronc*. Elsevier Masson S.A.S., 2006.
- [14] A-I Kapandji, *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur*, 6ème. Maloine, 2012.
- [15] H. Dejour, JP Carret, G. Walch, *La pathologie fémoro-patellaire*. 6ème Journées Lyonnaises de Chirurgie de Genou, 1987.
- [16] Z. A. Cohen et al., ‘Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements’, *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 7, no. 1, pp. 95–109, Jan. 1999.

- [17]D. Kumar, K. T. Manal, and K. S. Rudolph, ‘Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis’, *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 21, no. 2, pp. 298–305, Feb. 2013.
- [18]Ana-Maria Sfarghiu, ‘Modèle bio-tribologique des articulations : rôle mécanique et physicochimique des assemblages moléculaires du fluide synovial, Thèse, LaMCoS, INSA de Lyon, 2006.
- [19]W. R. Taylor, M. O. Heller, G. Bergmann, and G. N. Duda, ‘Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing’, *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 3, pp. 625–632, May 2004.
- [20]T. L. Haut 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. 273–280, Jun. 2002.
- [21]T. Fukubayashi and H. Kurosawa, ‘The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints’, *Acta Orthop. Scand.*, vol. 51, no. 1–6, pp. 871–879, Jan. 1980.
- [22]A. M. Ahmed and D. L. Burke, ‘In-Vitro of Measurement of Static Pressure Distribution in Synovial Joints—Part I: Tibial Surface of the Knee’, *J. Biomech. Eng.*, vol. 105, no. 3, pp. 216–225, Aug. 1983.
- [23]L. Chéze, ‘Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based système data’, *J. Biomech.*, vol. 33, no. 12, pp. 1695–1699, Dec. 2000.
- [24]J. P. Paul and D. A. McGrouther, ‘Forces transmitted at the hip and knee joint of normal and disabled persons during a range of activities’, *Acta Orthop. Belg.*, vol. 41 Suppl 1, no. 1, pp. 78–88, 1975.
- [25]M. Shekarforoush, P. Vakiel, M. Scott, G. Muench, D. A. Hart, and N. G. Shrive, ‘Relative Surface Velocity of the Tibiofemoral Joint and Its Relation to the Development of Osteoarthritis After Joint Injury’, *Ann. Biomed. Eng.*, Nov. 2019.
- [26]T. Glimet, Les effets de la pression sur les propriétés du cartilage normal et physiologique et pathologique. In: de Séze S, Ryckewaert A, Kahn MF. Paris: Expansion Scientifique Francaise: Actualités rhumatologiques, 1993.
- [27]X. Chevalier, ‘[Physiopathology of arthrosis. The normal cartilage]’, *Presse Medicale Paris Fr.* 1983, vol. 27, no. 2, pp. 75–80, Jan. 1998.
- [28]R. L. Sah, ‘Interface and bulk regions in the repair, regeneration, and replacement of articular cartilage’, *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 4, no. 4, pp. 393–395, Dec. 2004.
- [29]J. C. Y. Hu and K. A. Athanasiou, ‘Structure and Function of Articular Cartilage’, in *Handbook of Histology Methods for Bone and Cartilage*, Y. H. An and K. L. Martin, Eds. Totowa, NJ: Humana Press, 2003, pp. 73–95.
- [30]LIANG JING, ‘Lubrication and Wear Properties of Synovial Fluid’, 2008.

- [31]D. Guerra, L. Frizziero, M. Losi, B. Bacchelli, G. Mezzadri, and I. Pasquali-Ronchetti, 'Ultrastructural identification of a membrane-like structure on the surface of normal articular cartilage', *J. Submicrosc. Cytol. Pathol.*, vol. 28, no. 3, pp. 385–393, Jul. 1996.
- [32]D. V. Davies, C. H. Barnett, W. Cochrane, and A. J. Palfrey, 'Electron Microscopy of Articular Cartilage in the Young Adult Rabbit', *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 21, no. 1, pp. 11–22, Mar. 1962.
- [33]D. Dowson, M. D. Longfield, P. S. Walker, and V. Wright, 'Paper 9: An Investigation of the Friction and Lubrication in Human Joints', *Proc. Inst. Mech. Eng. Conf. Proc.*, vol. 182, no. 14, pp. 68–76, Sep. 1967.
- [34]M. A. Soltz, I. M. Basalo, and G. A. Ateshian, 'Hydrostatic Pressurization and Depletion of Trapped Lubricant Pool During Creep Contact of a Rippled Indenter Against a Biphasic Articular Cartilage Layer', *J. Biomech. Eng.*, vol. 125, no. 5, pp. 585–593, Oct. 2003.
- [35]M.-T. Corvol, 'The chondrocyte: from cell aging to osteoarthritis', *Joint Bone Spine*, vol. 67, no. 6, pp. 557–560, Dec. 2000.
- [36]D. Mitrovic, M. Quintero, A. Stankovic, and A. Ryckewaert, 'Cell density of adult human femoral condylar articular cartilage. Joints with normal and fibrillated surfaces', *Lab. Investig. J. Tech. Methods Pathol.*, vol. 49, no. 3, pp. 309–316, Sep. 1983.
- [37]N. Wang, 'Greffage de polymères biomimétiques sur implants articulaires en polyéthylène: contrôle du comportement tribologique', Thèse de Doctorat de l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2013.
- [38]A. Maroudas, 'Biophysical chemistry of cartilaginous tissues with special reference to solute and fluid transport', *Biorheology*, vol. 12, no. 3–4, pp. 233–248, Jun. 1975.
- [39]'L'ARTICULATION NORMALE', www.arcanatura.fr, date de consultation : le 6 Décembre, 2019
- [40]A. D. Pearle, R. F. Warren, and S. A. Rodeo, 'Basic science of articular cartilage and osteoarthritis', *Clin. Sports Med.*, vol. 24, no. 1, pp. 1–12, Jan. 2005.
- [41]G. A. Ateshian, 'The role of interstitial fluid pressurization in articular cartilage lubrication', *J. Biomech.*, vol. 42, no. 9, pp. 1163–1176, Jun. 2009.
- [42]'LE CARTILAGE ARTICULAIRE : du cartilage normal au cartilage arthrosique, de la physiologie au traitement', www.medecine.ups-tlse.fr, date de consultation : le 6 Décembre, 2019
- [43]G. V. Lawry, 'Anatomy of Joints, General Considerations, and Principles of Joint Examination', in *Musculoskeletal Examination and Joint Injection Techniques*, Elsevier, 2006, pp. 1–6.
- [44]K. C. Morrell, W. A. Hodge, D. E. Krebs, and R. W. Mann, 'Corroboration of in vivo cartilage pressures with implications for synovial joint tribology and osteo-

arthritis causation', Proc. Natl. Acad. Sci., vol. 102, no. 41, pp. 14819–14824, Oct. 2005.

- [45]H. Forster and J. Fisher, 'The Influence of Loading Time and Lubricant on the Friction of Articular Cartilage', Proc. Inst. Mech. Eng. [H], vol. 210, no. 2, pp. 109–119, Jun. 1996.
- [46]J. Sotres and T. Arnebrant, 'Experimental Investigations of Biological Lubrication at the Nanoscale: The Cases of Synovial Joints and the Oral Cavity', Lubricants, vol. 1, no. 4, pp. 102–131, Nov. 2013.
- [47]D. Dowson and Z. M. Jin, 'Micro-elastohydrodynamic lubrication of synovial joints', Eng. Med., vol. 15, no. 2, pp. 63–65, Apr. 1986.
- [48]J. B. Medley, D. Dowson, and V. Wright, 'Transient Elastohydrodynamic Lubrication Models for the Human Ankle Joint', Eng. Med., vol. 13, no. 3, pp. 137–151, Jul. 1984.
- [49]R. Crockett, 'Boundary Lubrication in Natural Articular Joints', Tribol. Lett., vol. 35, no. 2, pp. 77–84, Aug. 2009.
- [50]T. A. Schmidt, N. S. Gastelum, Q. T. Nguyen, B. L. Schumacher, and R. L. Sah, 'Boundary lubrication of articular cartilage: Role of synovial fluid constituents', Arthritis Rheum., vol. 56, no. 3, pp. 882–891, Mar. 2007.
- [51]Mazzucco, Daniel Clarke, 'Variation in joint fluid composition and its effect on the tribology of replacement joint articulation', Thèse de Doctorat de l'Université Harvard -MIT Division of Health Sciences and Technology, 1976.
- [52]K. M. . Oates, W. E. Krause, R. L. Jones, and R. H. Colby, 'Rheopexy of synovial fluid and protein aggregation', J. R. Soc. Interface, vol. 3, no. 6, pp. 167–174, Feb. 2006.
- [53]M. Safari, A. Bjelle, M. Gudmundsson, C. Högfors, and H. Granhed, 'Clinical assessment of rheumatic diseases using viscoelastic parameters for synovial fluid', Biorheology, vol. 27, no. 5, pp. 659–674, Oct. 1990.
- [54]B. A. Hills, 'Surface-active phospholipid: a Pandora's box of clinical applications. Part I. The lung and air spaces', Intern. Med. J., vol. 32, no. 4, pp. 170–178, Apr. 2002.
- [55]Y. Lee, J. Choi, and N. S. Hwang, 'Regulation of lubricin for functional cartilage tissue regeneration: a review', Biomater. Res., vol. 22, no. 1, Dec. 2018.
- [56]D. A. Swann, H. S. Slayter, and F. H. Silver, 'The molecular structure of lubricating glycoprotein-I, the boundary lubricant for articular cartilage', J. Biol. Chem., vol. 256, no. 11, pp. 5921–5925, Jun. 1981.
- [57]M. Watanabe, C.-G. Leng, H. Toriumi, Y. Hamada, N. Akamatsu, and S. Ohno, 'Ultrastructural study of upper surface layer in rat articular cartilage by "in vivo cryotechnique" combined with various treatments', Med. Electron Microsc., vol. 33, no. 1, pp. 16–24, Sep. 2000.

- [58] I. Pasquali-Ronchetti, D. Quaglino, G. Mori, B. Bacchelli, and P. Ghosh, 'Hyaluronan-Phospholipid Interactions', *J. Struct. Biol.*, vol. 120, no. 1, pp. 1–10, Oct. 1997.
- [59] V. Crescenzi, A. Taglienti, and I. Pasquali-Ronchetti, 'Supramolecular structures prevailing in aqueous hyaluronic acid and phospholipid vesicles mixtures: an electron microscopy and rheometric study', *Colloids Surf. Physicochem. Eng. Asp.*, vol. 245, no. 1–3, pp. 133–135, Sep. 2004.
- [60] A. Mavraki and P. M. Cann, 'Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids', *Proc. Inst. Mech. Eng. Part J J. Eng. Tribol.*, vol. 223, no. 3, pp. 325–335, Mar. 2009.
- [61] T. Murakami, 'The lubrication in natural synovial joints and joint prostheses.', *JSME Int. J. Ser 3 Vib. Control Eng. Eng. Ind.*, vol. 33, no. 4, pp. 465–474, 1990.
- [62] J. Klein, 'Molecular mechanisms of synovial joint lubrication', *Proc. Inst. Mech. Eng. Part J J. Eng. Tribol.*, vol. 220, no. 8, pp. 691–710, Aug. 2006.
- [63] B. A. Hills, 'Oligolamellar lubrication of joints by surface active phospholipid', *J. Rheumatol.*, vol. 16, no. 1, pp. 82–91, Jan. 1989.
- [64] B. A. Hills and B. D. Butler, 'Surfactants identified in synovial fluid and their ability to act as boundary lubricants', *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 43, no. 4, pp. 641–648, Aug. 1984.
- [65] G. D. Jay, D. A. Harris, and C. J. Cha, 'Boundary lubrication by lubricin is mediated by O-linked beta(1-3)Gal-GalNAc oligosaccharides', *Glycoconj. J.*, vol. 18, no. 10, pp. 807–815, Oct. 2001.
- [66] B. A. Hills, 'Boundary lubrication in vivo', *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 214, no. 1, pp. 83–94, 2000.
- [67] W. H. Briscoe, S. Titmuss, F. Tiberg, R. K. Thomas, D. J. McGillivray, and J. Klein, 'Boundary lubrication under water', *Nature*, vol. 444, no. 7116, pp. 191–194, Nov. 2006.
- [68] H. Higaki, T. Murakami, Y. Nakanishi, H. Miura, T. Mawatari, and Y. Iwamoto, 'The lubricating ability of biomembrane models with dipalmitoyl phosphatidylcholine and gamma-globulin', *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 212, no. 5, pp. 337–346, 1998.
- [69] A. Ostalowska et al., 'Lipid peroxidation and antioxidant enzymes in synovial fluid of patients with primary and secondary osteoarthritis of the knee joint', *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 14, no. 2, pp. 139–145, Feb. 2006.
- [70] D. A. Mirea et al., 'Role of the biomolecular interactions in the structure and tribological properties of synovial fluid', *Tribol. Int.*, vol. 59, pp. 302–311, Mar. 2013.
- [71] M.-M. Sava et al., 'Structural and tribological study of healthy and biomimetic SF', *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. sup1, pp. 216–218, Jul. 2013.

- [72] Sava Mirela-Maria, 'Recherche des assemblages moléculaires actifs en biolubrification. Application dans l'élaboration des nouveaux substituts de fluide synovial nano-structurés', Master de l'INSA de Lyon, 2014.
- [73] A.-M. Trunfio-Sfarghiu, Y. Berthier, M.-H. Meurisse, and J.-P. Rieu, 'Multiscale analysis of the tribological role of the molecular assemblies of synovial fluid. Case of a healthy joint and implants', *Tribol. Int.*, vol. 40, no. 10–12, pp. 1500–1515, Oct. 2007.
- [74] F. Dekkiche et al., 'Stability and tribological performances of fluid phospholipid bilayers: Effect of buffer and ions', *Colloids Surf. B Biointerfaces*, vol. 80, no. 2, pp. 232–239, Oct. 2010.
- [75] R. Goldberg and J. Klein, 'Liposomes as lubricants: beyond drug delivery', *Chem. Phys. Lipids*, vol. 165, no. 4, pp. 374–381, May 2012.
- [76] A. F. Cooke, D. Dowson, and V. Wright, 'The Rheology of Synovial Fluid and Some Potential Synthetic Lubricants for Degenerate Synovial Joints', *Eng. Med.*, vol. 7, no. 2, pp. 66–72, Apr. 1978.
- [77] J. Schurz and V. Ribitsch, 'Rheology of synovial fluid¹', *Biorheology*, vol. 24, no. 4, pp. 385–399, Aug. 1987.
- [78] Constantin Ionut Matei, 'Recherche des assemblages moléculaires actifs en biolubrification en vue du diagnostic et de la thérapeutique précoce de pathologies articulaires', UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1, 2012.
- [79] Haute Autorité de Santé, 'Rapport d'évaluation implants articulaires de genou: <https://www.has-sante.fr>', 2012, date de consultation : le 6 Décembre, 2019
- [80] E.-K. Song, J.-K. Seon, J.-Y. Moon, and Y. Ji-, 'The Evolution of Modern Total Knee Prostheses', in *Arthroplasty - Update*, P. Kinov, Ed. InTech, 2013.
- [81] F. H. Gunston, 'Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement', *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 53, no. 2, pp. 272–277, May 1971.
- [82] C. S. Ranawat and T. P. Sculco, 'History of the Development of Total Knee Prosthesis at The Hospital for Special Surgery', in *Total-Condylar Knee Arthroplasty*, C. S. Ranawat, Ed. New York, NY: Springer New York, 1985, pp. 3–6.
- [83] F. C. Ewald, 'Metal to plastic total knee replacement', *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 6, no. 3, pp. 811–821, Jul. 1975.
- [84] S. M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Elsevier LTD, Oxford, 2009.
- [85] R. Bader, P. Bergschmidt, A. Fritsche, S. Ansorge, P. Thomas, and W. Mittelmeier, 'Alternative Werkstoffe und Lösungen in der Knieendoprothetik für Patienten mit Metallallergie', *Orthop.*, vol. 37, no. 2, pp. 136–142, Feb. 2008.
- [86] A. P. Serro et al., 'A comparative study of titanium nitrides, TiN, TiNbN and TiCN, as coatings for biomedical applications', *Surf. Coat. Technol.*, vol. 203, no. 24, pp. 3701–3707, Sep. 2009.

- [87] T. Ibatan, M. S. Uddin, and M. A. K. Chowdhury, 'Recent development on surface texturing in enhancing tribological performance of bearing sliders', *Surf. Coat. Technol.*, vol. 272, pp. 102–120, Jun. 2015.
- [88] R. P. van Hove, I. N. Sierevelt, B. J. van Royen, and P. A. Nolte, 'Titanium-Nitride Coating of Orthopaedic Implants: A Review of the Literature', *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 1–9, 2015.
- [89] B. Boyer, B. Bordini, D. Caputo, T. Neri, S. Stea, and A. Toni, 'Is Cross-Linked Polyethylene an Improvement Over Conventional Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Knee Arthroplasty?', *J. Arthroplasty*, vol. 33, no. 3, pp. 908–914, 2018.
- [90] M. Jasty, H. E. Rubash, and O. Muratoglu, 'Highly cross-linked polyethylene: the debate is over--in the affirmative', *J. Arthroplasty*, vol. 20, no. 4 Suppl 2, pp. 55–58, Jun. 2005.
- [91] E. Oral, K. K. Wannomae, N. Hawkins, W. H. W. H. Harris, and O. K. O. K. Muratoglu, 'Alpha-tocopherol-doped irradiated UHMWPE for high fatigue resistance and low wear', *Biomaterials*, vol. 25, no. 24, pp. 5515–5522, Nov. 2004.
- [92] E. Oral, K. K. Wannomae, S. L. Rowell, and O. K. Muratoglu, 'Diffusion of vitamin E in ultra-high molecular weight polyethylene', *Biomaterials*, vol. 28, no. 35, pp. 5225–5237, Dec. 2007.
- [93] K. Ishihara, 'Highly lubricated polymer interfaces for advanced artificial hip joints through biomimetic design', *Polym. J.*, vol. 47, no. 9, pp. 585–597, Sep. 2015.
- [94] C. Silva, R. Lago, H. Veloso, and P. Patricio, 'Use of Amphiphilic Composites based on Clay/Carbon Nanofibers as Fillers in UHMWPE', *J. Braz. Chem. Soc.*, 2017.
- [95] T. Ashraf, J. H. Newman, V. V. Desai, D. Beard, and J. E. Nevelos, 'Polyethylene wear in a non-congruous unicompartamental knee replacement: a retrieval analysis', *The Knee*, vol. 11, no. 3, pp. 177–181, Jun. 2004.
- [96] B. J. L. Kendrick et al., 'Polyethylene wear in Oxford unicompartamental knee replacement: A RETRIEVAL STUDY OF 47 BEARINGS', *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 92-B, no. 3, pp. 367–373, Feb. 2010.
- [97] B. J. L. Kendrick et al., 'Polyethylene wear of mobile-bearing unicompartamental knee replacement at 20 years', *Bone Jt. J.*, vol. 93-B, no. 4, pp. 470–475, Apr. 2011.
- [98] J. R. Cooper, D. Dowson, and J. Fisher, 'Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene', *Wear*, vol. 162–164, pp. 378–384, Apr. 1993.
- [99] D. Dowson, S. Taheri, and N. C. Wallbridge, 'The role of counterface imperfections in the wear of polyethylene', *Wear*, vol. 119, no. 3, pp. 277–293, Oct. 1987.

- [100] M. Popa, N. Wang, S. Descartes, and A. M. Trunfio-Sfarghiu, 'Role of Surface Industrial Finishing Process of Joint Implant UHMWPE on their Tribological Behaviour', *Appl. Mech. Mater.*, vol. 658, pp. 465–470, Oct. 2014.
- [101] A. Burton, S. Williams, C. L. Brockett, and J. Fisher, 'In Vitro Comparison of Fixed- and Mobile Meniscal-Bearing Unicondylar Knee Arthroplasties', *J. Arthroplasty*, vol. 27, no. 8, pp. 1452–1459, Sep. 2012.
- [102] S. Affatato, L. Grillini, S. Battaglia, P. Taddei, E. Modena, and A. Sudanese, 'Does knee implant size affect wear variability?', *Tribol. Int.*, vol. 66, pp. 174–181, Oct. 2013.
- [103] S. Battaglia, P. Taddei, S. Tozzi, A. Sudanese, and S. Affatato, 'Toward the interpretation of the combined effect of size and body weight on the tribological performance of total knee prostheses', *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 6, pp. 1183–1190, Feb. 2014.
- [104] B. J.-M. O'Brien S. Luo Y., 'The influence of variations in insert thickness on total knee replacement polyethylene wear', in *Proceedings of the 42 Leeds-Lyon Symposium on Tribology*, 2015.
- [105] P. Hernigou, A. Poignard, P. Filippini, and S. Zilber, 'Retrieved Unicompartmental Implants with Full PE Tibial Components: The Effects of Knee Alignment and Polyethylene Thickness on Creep and Wear', *Open Orthop. J.*, vol. 2, no. 1, pp. 51–56, Apr. 2008.
- [106] V. Saikko, 'Effect of Lubricant Protein Concentration on the Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Sliding Against a CoCr Counterface', *J. Tribol.*, vol. 125, no. 3, p. 638, 2003.
- [107] A. P. Serro, M. P. Gispert, M. C. L. Martins, P. Brogueira, R. Colaço, and B. Saramago, 'Adsorption of albumin on prosthetic materials: Implication for tribological behavior', *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 78A, no. 3, pp. 581–589, 2006.
- [108] D. Mazzucco and M. Spector, 'The John Charnley Award Paper: The Role of Joint Fluid in the Tribology of Total Joint Arthroplasty', *Clin. Orthop.*, vol. 429, pp. 17–32, Dec. 2004.
- [109] J. R. Cooper, D. Dowson, and J. Fisher, 'The effect of transfer film and surface roughness on the wear of lubricated ultra-high molecular weight polyethylene', *Clin. Mater.*, vol. 14, no. 4, pp. 295–302, Jan. 1993.
- [110] D. Mazzucco, G. McKinley, R. D. Scott, and M. Spector, 'Rheology of joint fluid in total knee arthroplasty patients', *J. Orthop. Res.*, vol. 20, no. 6, pp. 1157–1163, Nov. 2002.
- [111] D. Mazzucco, R. Scott, and M. Spector, 'Composition of joint fluid in patients undergoing total knee replacement and revision arthroplasty: correlation with flow properties', *Biomaterials*, vol. 25, no. 18, pp. 4433–4445, Aug. 2004.
- [112] L. R. Gale, Y. Chen, B. A. Hills, and R. Crawford, 'Boundary lubrication of joints: Characterization of surface-active phospholipids found on retrieved implants', *Acta Orthop.*, vol. 78, no. 3, pp. 309–314, Jan. 2007.

- [113] D. A. Swann, K. J. Bloch, D. Swindell, and E. Shore, ‘The lubricating activity of human synovial fluids’, *Arthritis Rheum.*, vol. 27, no. 5, pp. 552–556, May 1984.
- [114] B. Purbach, B. A. Hills, and B. M. Wroblewski, ‘Surface-Active Phospholipid in Total Hip Arthroplasty’, *Clin. Orthop.*, vol. 396, pp. 115–118, Mar. 2002.

Partie II : Objectif et Stratégie



Partie II : Objectif et Stratégie.....	46
1.1. Choix du design de la prothèse	49
1.2. Protocole d’expertise.....	50
1.3. Choix du lubrifiant à optimiser.....	50
1.4. Choix des dispositifs de frottement.....	51
1.5. Bibliographie.....	52

Cette thèse vise à identifier et à comprendre le comportement tribologique et la lubrification *in vivo* des prothèses articulaires de genou, afin d'élaborer de nouveaux axes d'optimisation de celles-ci, permettant ainsi d'augmenter leur durée de vie.

Les moyens d'expérimentation *in vivo* étant compliqués et éthiquement impossibles la stratégie est donc de :

- réaliser **une expertise tribologique des explants** ;
- **développer des tests *ex vivo* afin de reproduire les comportements identifiés *in vivo***.
Dans ce deuxième point, la thèse aborde deux optimisations par rapport aux tests standardisés :
 - **une optimisation du lubrifiant** – par le développement d'un lubrifiant synthétique avec une composition et une structure similaire au liquide synovial humain ;
 - **une optimisation des mécanismes** – qui permettront de réaliser des tests de frottement dans des conditions plus réalistes.

Pour répondre à cet objectif, plusieurs questions se sont posées :

1. Quel design de la prothèse choisir vue la large gamme des prothèses de genou?
2. Quels moyens d'expertise choisir afin de répondre à notre objectif?
3. Quel lubrifiant optimiser afin de se rapprocher le plus de la composition et la structure du lubrifiant naturel?
4. Quels dispositifs utiliser lors des études *ex vivo*? Comment modifier ces dispositifs afin de prendre en compte la géométrie des prothèses?

Ainsi, ce chapitre décrit succinctement dans 4 sous-parties la stratégie scientifique suivie afin de répondre à ces questions et de choisir la méthodologie et sa mise en œuvre (décrite dans les chapitres III, IV) qui nous permettront ensuite de donner quelques réponses à l'objectif de cette thèse, réponses tracées dans le chapitre Conclusions.

2.1 Choix du design de la prothèse

Comme on l'a vu dans le chapitre I, actuellement, une 2^{ème} génération des prothèses prend de plus en plus de place sur le marché orthopédiques : les implants fémoraux revêtue des couches céramiques ou implants tibiaux hautement réticulées et/ou dopées à la vitamine E.

Mais, avant d'essayer à comprendre le comportement tribologique et la lubrification de la 2^{ème} génération des prothèses de genou, il faudra d'abord comprendre et maîtriser celles de la 1^{ère} génération des prothèses. Donc, le choix s'était tout de suite orienté vers des prothèses qui fonctionnent grâce au couple de frottement CoCr-UHMWPE, étant le couple de frottement le plus utilisé actuellement lors des remplacements des articulations de genou.

Aussi, on voulait partir sur un design du plateau tibial simple, facile à adapter lors des essais *ex vivo*, un design qui est subi au processus de fabrication, nettoyage et stérilisation les plus courantes. Pour cela le choix s'était porté vers la HLS Uni EvolutionTM, fabriquée par Tornier/Corin Group qui est une prothèse fémoro-tibiale unicompartmentale, constituée d'un implant fémoral en CoCr et un plateau tibial plat en UHMWPE.

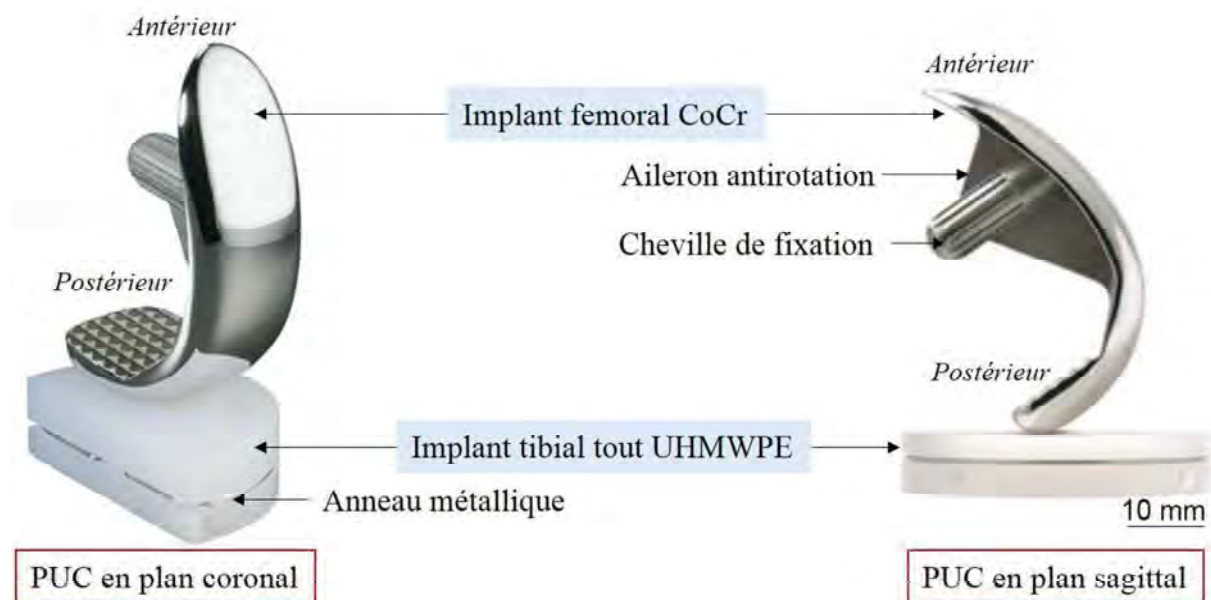


Figure II. 1 Prothèse unicompartmentale de genou type HLS Uni Evolution Tornier®

Depuis la fin des années 1990, la prothèse unicompartmentale du genou (PUC) a été une alternative validée de la prothèse totale de genou (PTG) chez les patients atteints d'une maladie non inflammatoire tibio-fémorale localisée (arthrose localisée) qui touche soit le compartiment médial soit le compartiment latéral du genou. Plus récemment, les améliorations apportées aux matériaux, à la conception et à la fixation des roulements ont conduit à une demande accrue des PUCs, qui offre plus d'avantages par rapport à la PTG, car cette approche est moins invasive et permet de conserver une géométrie plus naturelle en conservant l'os et les tissus mous (les ligaments croisés), conduisant potentiellement à une meilleure cinématique [1]. La PUC a également montré un plus grand degré de liberté et une meilleure satisfaction du patient [2]. Comme pour la plupart des prothèses de genou, une limitation des PUCs consiste dans l'usure de l'UHMWPE, qui peut entraîner une ostéolyse et un relâchement aseptique. En plus de ça, l'échec d'une PUC peut être aussi dû à la globalisation de l'arthrose.

2.2 Protocole d'expertise

Pour identifier et comprendre la lubrification *in vivo* des prothèses de genou, il est essentiel, dans un premier temps, d'analyser des explants de genou, afin d'évaluer le comportement tribologique des matériaux utilisés dans la composition de ces prothèses.

A l'heure actuelle, il existe un grand nombre d'études qui s'est intéressé à l'analyse des explants de genou. Mais, le but de ces études a été la caractérisation de l'usure de l'UHMWPE via l'identification des paramètres tels que les modes et les taux d'usure[3]–[8]. En revanche, ces études ne se sont pas du tout interrogées sur les mécanismes de lubrification qui auraient pu être à l'origine de modes et taux d'usure identifiés.

Pour cela, lors de notre expertise des explants, la stratégie est de corréler les modes et les taux d'usure avec les mécanismes de lubrification. Pour une expertise encore plus efficace et originale, les outils tribologiques (décrits dans le Chapitre I) tels que le troisième corps, le circuit tribologique et les mécanismes d'accommodation de vitesses seront ajoutés à l'expertise.

Les principales techniques des caractérisations utilisées lors de l'expertise tribologique sont :

- la profilométrie – pour des mesures de rugosité des composantes en UHMWPE ainsi que pour des mesures de pénétration linéaire et détermination des taux d'usure volumique;
- la microscopie numérique/optique – afin d'obtenir des informations sur la morphologie des 1^{ères} et du 3^{ème} corps aux échelles macro ;
- la microscopie électronique environnementale ESEM couplée à la spectroscopie EDX – afin d'obtenir des informations sur la morphologie des 1^{ères} et du 3^{ème} corps aux échelles micro. La spectroscopie EDX permet l'analyse chimique de surface des composantes fémorales ce qui nous permettra de conclure sur l'origine des différentes couches et particules.
- la microscopie à force atomique en mode imagerie et en mode spectroscopie de force (mesures de nano-indentation) - afin d'obtenir des informations sur la morphologie des 1^{ères} et du 3^{ème} corps aux échelles nanométrique.

Les principes de fonctionnement des techniques énumérées ci-dessus sont décrits en détail dans le Chapitre III.

2.3 Choix du lubrifiant à optimiser

Pour évaluer les performances tribologiques *in vivo* attendues, les implants orthopédiques doivent être testés dans des conditions qui reproduisent le plus fidèlement possible le comportement tribologique du liquide synovial naturel. L'utilisation du liquide synovial naturel lors des études *ex vivo* est impossible en raison des faibles quantités disponibles et également en raison de problèmes éthiques. Les lubrifiants utilisées lors des tests de validation de la performance des prothèses de genou sont principalement à base de sérums bovins/ de veau, constitués majoritairement par des protéines. La composition des lubrifiants à base de sérum bovin varie en fonction de l'âge, des procédés de fabrication et des zones d'élevage, conduisant à de différences de composition qui affectent de manière significative les mécanismes d'usure des prothèses [9]. Les tests *in vitro* rapportés dans la littérature ont mis en évidence des coefficients de frottement plus faibles en présence le liquide synovial humain par rapport aux lubrifiants à base de sérum bovin lorsqu'un implant en UHMWPE glisse contre un implant en CoCr. Ces tests ont conduit à

la première hypothèse sur la relation entre les taux d'usure et le lubrifiant utilisé. Actuellement, les études se concentrent sur le développement de liquide synovial synthétique de composition plus proche de celle du liquide synovial humain sain [10] mais sans prendre en compte la structure complexe de celui-ci. Or, nous avons vu dans le chapitre précédent qu'une détérioration de la structure du liquide synovial entraîne des faibles performances tribologiques du liquide synovial (augmentation du coefficient de frottement, usure des interfaces lipidiques).

Des essais tribologiques *ex vivo* tribologiques ont montré un taux d'usure plus élevé pour l'UHMWPE en utilisant un liquide synovial synthétique par rapport à un lubrifiant à base de sérum bovin. Cependant, le liquide synovial synthétique constitue une alternative plus réaliste aux lubrifiants standards à base de sérum bovin, car les particules d'usure ressemblaient à celles identifiées *in vivo*.

Pour cette thèse, nous avons choisi de tester et d'optimiser un sérum de veau qui appartient au fournisseur Biowest. L'utilisation de ce lubrifiant lors des essais *ex vivo* a été également confirmée par notre collaborateur industriel (Tornier/Wright). Ce lubrifiant est constitué par un total de 65,7 g/l protéines dont 30,3 g/l albumine, 4,7 g/l d'alpha, 18,4 g/l de beta et 12,3 g/l de gamma globulines. Les tests biochimiques réalisés par le fournisseur n'ont pas mis en évidence la présence des phospholipides ou d'acide hyaluronique qui sont, en outre, des composants avec des rôles très importants du liquide synovial.

Etant donnée le manque des certains composants et le manque d'une structure, ce liquide a été optimisé en utilisant des techniques biomimétiques, afin d'obtenir un liquide synovial synthétique qui mime aussi bien la composition et la structure du liquide synovial naturel.

2.4 Choix des dispositifs de frottement

L'intérêt pour l'évaluation *ex vivo* des performances tribologiques des prothèses de genou a initialement fait l'objet d'une étude de recherche en laboratoire par Dowson, en 1977. Cela a abouti avec le développement du premier simulateur de genou [11]. Depuis, des nombreux essais précliniques et tribologiques ont été réalisées sur les composantes tibiales en UHMWPE pour mieux comprendre ses mécanismes d'usure [12]–[15].

Pendant cette thèse, nous avons choisi de travailler sur deux type de simulateurs de frottement différents.

Le premier dispositif est un simulateur (bio-tribometre BioLub), développé au LaMCoS. Ce dispositif permet de mesurer le coefficient de frottement. Entre outre, l'originalité de ce dispositif est la possibilité d'analyser le lubrifiant *in situ* par microscopie confocale à fluorescence grâce à l'utilisation d'un 1^{er} corps en verre qui frotte contre un 1^{er} corps en UHMWPE. Nous avons utilisé ce dispositif pour l'étape de validation du lubrifiant biomimétique/synthétique. En fonction de la composition et de la structure du lubrifiant, l'origine des mécanismes d'accommodation de vitesses a été évaluée grâce à l'utilisation d'un 1^{er} corps transparent.

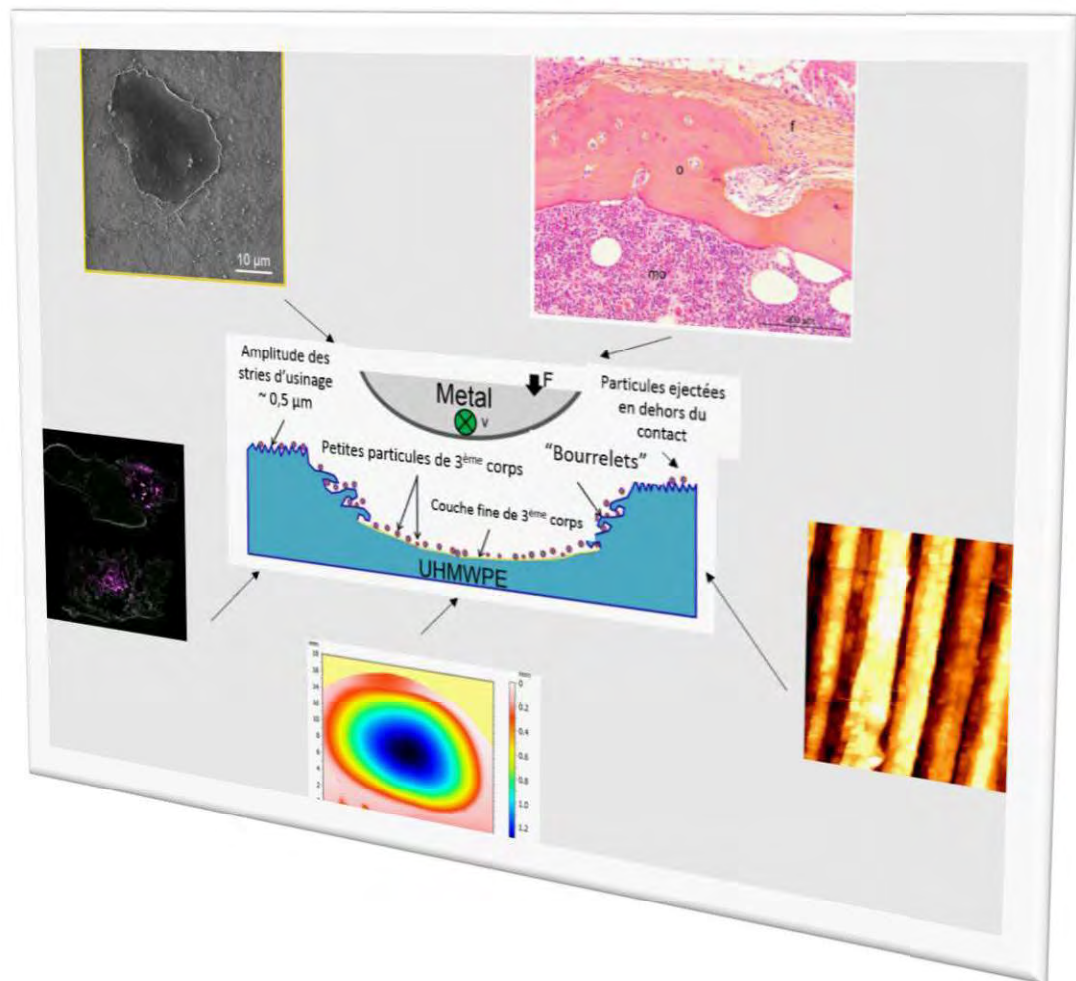
Un deuxième dispositif est simulateur de frottement (Pedeba) également développé au LaMCoS. Ce dispositif complexe, a été utilisé dans un premier temps aussi pour la validation du lubrifiant biomimétique/synthétique, mais dans une configuration différente par rapport au premier dispositif. Le simulateur Pedeba a permis le remplacement du 1^{er} corps en verre (utilisée sur le biotribometre) par un 1^{er} corps en CoCr, en mimant ainsi le couple de frottement réel.

En plus, ce simulateur de frottement a la capacité de fonctionner comme un simulateur de marche, afin de reproduire plus précisément les mouvements locaux du genou. Le fonctionnement de ces deux dispositifs, ainsi que les paramètres utilisées lors des essais, sont détaillés dans le chapitre IV.

2.5 Bibliographie

- [1] A. J. Price, P. T. Oppold, D. W. Murray, and A. B. Zavatsky, ‘Simultaneous in vitro measurement of patellofemoral kinematics and forces following Oxford medial unicompartmental knee replacement’, *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 88-B, no. 12, pp. 1591–1595, Dec. 2006.
- [2] J. Newman, R. V. Pydisetty, and C. Ackroyd, ‘Unicompartmental or total knee replacement: The 15-Year Results of a Prospective Randomised Controlled Trial’, *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 91-B, no. 1, pp. 52–57, Jan. 2009.
- [3] T. Ashraf, J. H. Newman, V. V. Desai, D. Beard, and J. E. Nevelos, ‘Polyethylene wear in a non-congruous unicompartmental knee replacement: a retrieval analysis’, *The Knee*, vol. 11, no. 3, pp. 177–181, Jun. 2004.
- [4] P. Hernigou, A. Poignard, P. Filippini, and S. Zilber, ‘Retrieved Unicompartmental Implants with Full PE Tibial Components: The Effects of Knee Alignment and Polyethylene Thickness on Creep and Wear’, *Open Orthop. J.*, vol. 2, no. 1, pp. 51–56, Apr. 2008.
- [5] R. W. Hood, T. M. Wright, and A. H. Burstein, ‘Retrieval analysis of total knee prostheses: A method and its application to 48 total condylar prostheses’, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 17, no. 5, pp. 829–842, Sep. 1983.
- [6] J. L. Hailey, J. Fisher, D. Dowson, S. A. Sampath, R. Johnson, and M. Elloy, ‘A tribological study of a series of retrieved Accord knee explants’, *Med. Eng. Phys.*, vol. 16, no. 3, pp. 223–228, May 1994.
- [7] B. J. L. Kendrick *et al.*, ‘Polyethylene wear in Oxford unicompartmental knee replacement: A Retrieval Study Of 47 Bearings’, *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.*, vol. 92-B, no. 3, pp. 367–373, Feb. 2010.
- [8] B. J. L. Kendrick *et al.*, ‘Polyethylene wear of mobile-bearing unicompartmental knee replacement at 20 years’, *Bone Jt. J.*, vol. 93-B, no. 4, pp. 470–475, Apr. 2011.
- [9] J.-M. Brandt, L. K. Brière, J. Marr, S. J. MacDonald, R. B. Bourne, and J. B. Medley, ‘Biochemical comparisons of osteoarthritic human synovial fluid with calf sera used in knee simulator wear testing’, *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 9999A, 2010.
- [10] E. Bortel, B. Charbonnier, and R. Heuberger, ‘Development of a Synthetic Synovial Fluid for Tribological Testing’, *Lubricants*, vol. 3, no. 4, pp. 664–686, Dec. 2015.
- [11] W. V. Dowson D. Jobbins B., J. O’Kelly, *A knee joint simulator, in Evaluation of artificial joints*. Biological Engineering Society, London, Chapter 7, 1977.
- [12] J. Fisher *et al.*, ‘Wear of polyethylene in artificial knee joints’, *Curr. Orthop.*, vol. 15, no. 6, pp. 399–405, Dec. 2001.
- [13] D. D. DLima, J. C. Hermida, P. C. Chen, and C. W. Colwell, ‘Polyethylene Wear and Variations in Knee Kinematics’, *Clin. Orthop.*, vol. 392, pp. 124–130, Nov. 2001.
- [14] M. Popa, N. Wang, S. Descartes, and A. M. Trunfio-Sfarghiu, ‘Role of Surface Industrial Finishing Process of Joint Implant UHMWPE on their Tribological Behaviour’, *Appl. Mech. Mater.*, vol. 658, pp. 465–470, Oct. 2014.
- [15] S. Affatato, W. Leardini, M. Rocchi, A. Toni, and M. Viceconti, ‘Investigation on Wear of Knee Prostheses Under Fixed Kinematic Conditions’, *Artif. Organs*, vol. 0, no. 0, pp. 070802063815007–???, Aug. 2007.

Partie III : Reconstitution de la vie de contact à partir d'une expertise tribologique des explants de genou



Partie III : Reconstitution de la vie de contact à partir d'une expertise tribologique des explants de genou.....	53
1.1. Origine des explants de genou – les premiers corps et le mécanisme.....	57
1.1.1. Données cliniques des patients avant explantation.....	57
1.1.2. Explants	57
1.1.2.1. Implants fémoraux.....	57
1.1.2.2. Implants tibiaux.....	58
1.1.3. Analyse de positionnement : étude radiographique préopératoire.....	59
1.1.4. Echantillons : conditions de prélèvement et de conservation	60
1.1.5. PUC durée de vie in vivo de 7 ans - patiente A.....	60
1.1.6. PUC durée de vie in vivo de 11 ans - patiente B.....	61
1.1.7. Méthodologie d'expertise tribologique.....	61
1.1.7.1. Profilométrie optique.....	62
1.1.7.2. Microscopie numérique.....	62
1.1.7.3. Microscopie électronique à balayage environnemental (ESEM) couplé à la spectroscopie EDX...	62
1.1.7.4. Microscopie à force atomique.....	63
1.2. Résultats de l'expertise - implants tibiaux en UHMWPE.....	66
1.2.1. Analyse macroscopique et caractérisation des modes d'endommagement.....	66
1.2.2. Caractérisation multi-échelle de surface.....	67
1.2.3. Expertise zone non endommagée.....	67
1.2.4. Expertise à la périphérie de la zone endommagée.....	69
1.2.5. Expertise du centre de la zone endommagée.....	71
1.2.6. Impact de l'effet thermique sur la morphologie de surface d'UHMWPE.....	72
1.3. Analyse des tissus adjacents pour la PUC à 7 ans de recul...	74
1.3.1. Analyses histologiques.....	74
1.3.1.1. Analyse membrane synoviale.....	74
1.3.1.2. Analyse tissus osseux.....	75
1.3.2. Analyses par LIBS (Laser-Induced Breakdown Spectroscopy).....	77
1.3.2.1. Analyse membrane synoviale.....	77
1.3.2.2. Analyse tissus osseux.....	78
1.4. Reconstitution et schématisation de la vie du contact.....	79
1.5. Synthèse et Discussions : origine du comportement tribologique.....	82
1.6. Conclusions préliminaires.....	88
1.7. Bibliographie.....	89

Ce chapitre présente l'étude tribologique de deux explants de genou avec deux durées de vie différentes et caractérisées par des taux d'usure différents. Cette étude est une approche originale due à l'implémentation d'une méthodologie d'expertise tribologique qui a permis la reconstitution globale de la vie du contact au niveau des explants. C'est une démarche expérimentale qui consiste à utiliser des outils tribologiques tels que le triplet tribologique, le 3^{ème} corps, le circuit tribologique et les mécanismes d'accommodation de vitesses afin d'identifier les mécanismes d'usure des implants de genou et de comprendre leur lubrification *in vivo* par rapport aux simulations *ex vivo* afin de trouver des solutions pour optimiser leur fonctionnement *in vivo*. Ce sont des outils développés et mise en place dans le laboratoire LaMCoS, et elles ont été décrites dans le Chapitre I.

Dans un premier temps, toutes les informations cliniques des patients seront présentées car elles permettront une toute première analyse au niveau de mécanisme du triplet tribologique. Des informations qui concernent la 'vie' des implants de genou avant explantation (fabrication, usinage) ainsi que des informations qui concernent les conditions de prélèvement et de conservation de ces implants seront spécifiées dans la première partie de ce chapitre. Ensuite, les techniques de caractérisation tels que la profilométrie, la microscopie numérique, la microscopie électronique environnementale ESEM couplée à la spectroscopie EDX et la microscopie à force atomique en mode imagerie et en mode spectroscopie de force (mesures de nano-indentation) seront présentées. Une autre partie de ce chapitre consiste à présenter les résultats obtenus lors de l'expertise tribologique des deux 1^{ers} corps en contact : l'implant tibial en UHMWPE et l'implant fémoral en CoCr. Pour l'un des deux explants, des prélèvements des tissus adjacents ont été possible ce qui ont fait l'objet d'analyses histologiques (étude des structures des tissus vivants) dans le but d'identification des réactions à des particules d'usure. La dernière partie de ce chapitre consiste à **reconstituer la vie de contact de deux explants et à identifier l'origine de leur performance tribologique.**

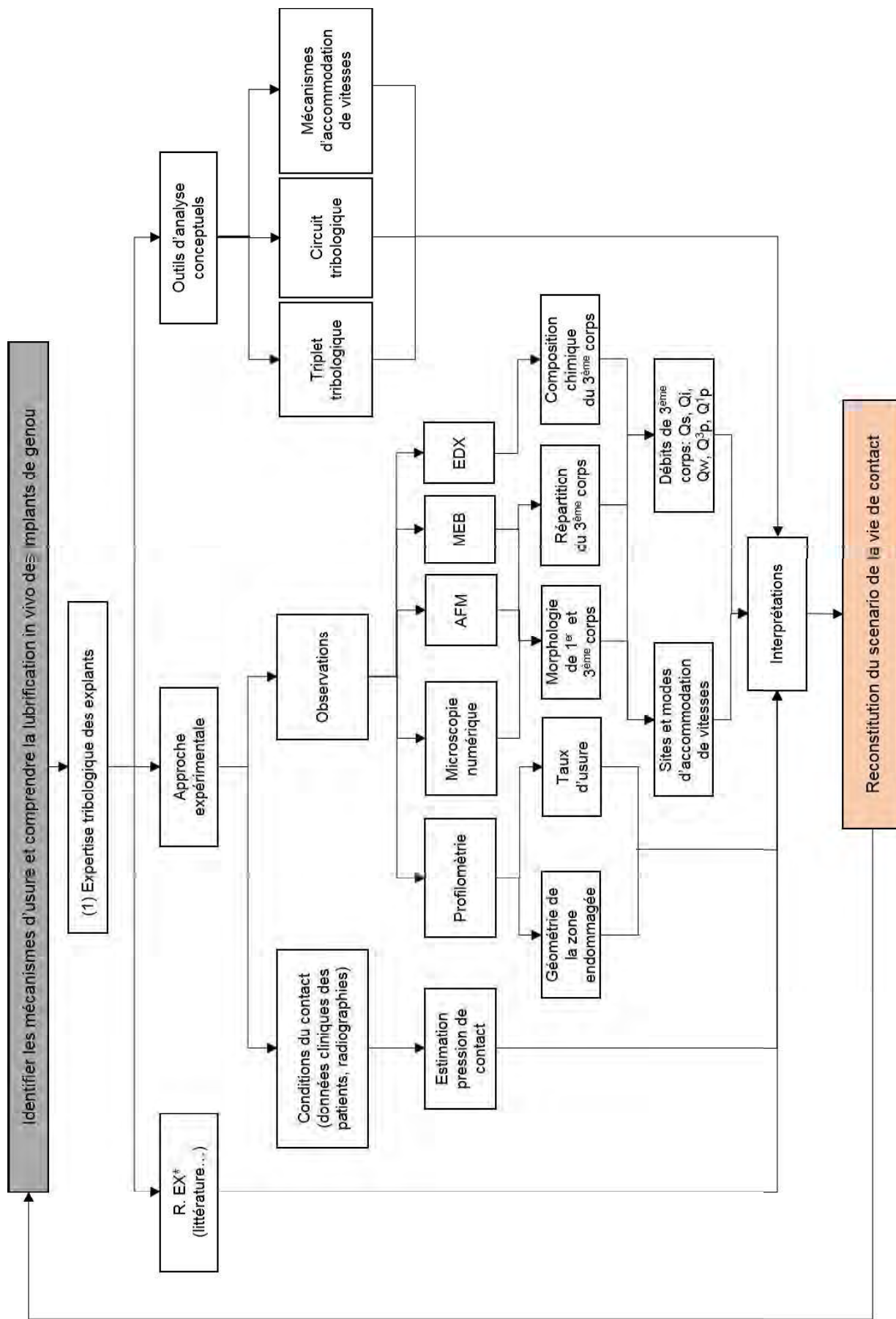


Figure III-1 Diagramme de la démarche d'expertise tribologique appliquée au niveau des explants. (* R. EX. – Retour sur Expérience

3.1 Origine des explants de genou – les premiers corps et le mécanisme

Deux prothèses unicompartmentales de genou à couple de frottement UHMWPE et CoCr ont été explantées pour la même raison : globalisation de l'arthrose. Ces explants proviennent de deux centres chirurgicaux différents : de la clinique Stellenbosch Mediclinic, République Afrique de Sud et de la clinique Emilie de Vialar, Lyon France.

3.1.1 Données cliniques des patients avant explantation

Les deux prothèses unicompartmentales ont été implantées chez deux femmes, pour la même raison : arthrose qui touchait le compartiment médial du genou. Pendant le fonctionnement *in vivo* de ces deux prothèses unicompartmentales (PUC), les patientes ont pratiqué des activités liées à la vie quotidienne. Au moment de l'explantation, la première patiente (patiente A), âgée de 56 ans, pesait 76 kg tandis que la deuxième patiente, patiente B, âgée de 87 ans pesait 70 kg. Dans les deux cas, la cause de reprise chirurgicale a été la globalisation de l'arthrose qui a touché aussi le compartiment latéral du genou, dont un remplacement de l'articulation par une prothèse totale de genou a été nécessaire. La PUC correspondante à la patiente A a été révisé après une durée de vie *in vivo* de 7 ans tandis que la PUC correspondante à la patiente B a été révisé après une la durée de vie *in vivo* de 11 ans.

3.1.2 Explants

Les deux explants appartiennent à la société orthopédique Tornier étant des implants de type HLS UNI Evolution. La prothèse HLS Uni Evolution est constituée par :

- un implant fémoral symétrique en CoCr, qui remplace le cartilage usé du fémur ;
- un implant tibial en tout UHMWPE, plane et non contraint, qui remplace le cartilage usé du tibia ;

Les deux implants, fémoral et tibial ont été fixés à l'os par un ciment acrylique.

3.1.2.1 Implants fémoraux

Les deux implants fémoraux ont été fabriqués conforme aux normes ISO 5832-4 :2009, leurs surfaces articulaires étant polies miroir avec une rugosité $Ra < 0,04 \mu\text{m}$. La taille de l'implant fémoral de la patiente A est 2 tandis que la taille de l'implant fémoral de la patiente B est 1 (tailles de 1 à 4, voir l'Annexe 1). L'épaisseur de deux implants est la même et correspond à 3 mm.

Une des caractéristiques des implants fémoraux de type HLS Uni est le fait que le rayon de courbure sagittal n'est pas constant permettant, ainsi, un minimum de résection osseux. Concernant le rayon de courbure dans le plan coronal, il n'est pas constant non plus, le but étant d'offrir une meilleure répartition de la charge sur l'UHMWPE, en réduisant son usure potentielle. Comme on peut l'observer dans la Figure III-2, le composant fémoral dispose d'une pointe antérieure conique qui empêche l'impact fémorale-rotulien pendant les mouvements de flexion. Toutes les composantes fémorales de type HLS Uni dispose d'une cheville de

fixation cylindrique qui est garnie d'un aileron antirotation. La cheville de fixation et la surface condylienne postérieure sont inclinées à 15° afin d'augmenter la flexion et de réduire considérablement les forces de poussée pendant les mouvements d'hyperflexion.

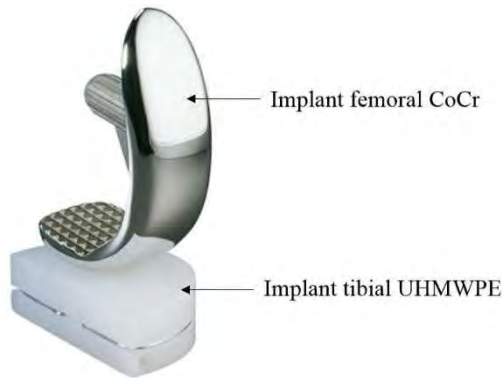


Figure III-2 Composition d'une prothèse unicompartmentale de genou : implant fémoral en CoCr et implant tibial en UHMWPE

3.1.2.2 Implants tibiaux

Les deux implants tibiaux ont été fabriqués conforme aux normes ISO 5834-2:2009 et ASTM F648 à partir de la résine GUR 1050. La conversion de la poudre UHMWPE dans sa forme consolidée a été réalisée par extrusion. Le processus d'usinage a été réalisé par une machine de tournage à grande vitesse. Les deux implants tibiaux sont armés d'un anneau métallique périphérique dont le but est de contenir l'expansion du polyéthylène (fluage). La taille de l'implant tibial de la patiente A est 1 tandis que la taille de l'implant tibial de la patiente B est 3 (tailles de 1 à 5, voir l'Annexe 1). L'épaisseur de deux plateaux tibiaux est la même et correspond à 9 mm.

Des informations concernant les données cliniques de la patiente ainsi que des informations sur les implants tibiaux ont été résumés dans le Tableau III-1.

Tableau III-1 Sommaire des données cliniques des patients et des implants tibiaux en UHMWPE

Cas	Sex	Age (ans)	Poids (kg)	Comp.* affecté	DV (ans)	Raison révision	Taille implant	Epaisseur UHMWPE (mm)	Autoclavage
A	F	56	76	Médial	7	Arthrose compartiment latéral	1	9	No
B	F	87	70	Médial	11	Arthrose compartiment latéral	3	9	Oui

* *Compartiment affecté*

3.1.3 Analyse de positionnement : étude radiographique préopératoire

L'analyse de positionnement des prothèses, avant l'explantation, a été effectuée à l'aide de radiographies dans le plan coronal (frontal) et dans le plan sagittal.

Ainsi, à partir des radiographies en plan frontal, l'axe mécanique du membre inférieur correspondant à chaque prothèse a été évalué. Comme on peut observer dans la Figure III-3, en plan coronal, dans le cas des deux patients, l'axe mécanique du membre inférieur droit unit le centre de la hanche au sommet de l'articulation de la cheville (tibio-talienne) en traversant le genou légèrement médialement par rapport au centre du genou, à peu près au niveau de l'épine tibiale médiale. Sur les radiographies en plan sagittal, il n'existe pas de signe radiographique faisant suspecter un descellement ou une ostéolyse.



Figure III-3 Radiographies en plan coronal/frontal et en plan sagittal des deux PUC avant explantation : A) Vue en plan coronal de la patiente A avec PUC médial au niveau du genou droit, B) Vue en plan coronal de la patiente B avec PUC médial au niveau du genou droit, A') Vue en plan sagittal de la patiente A avec PUC médial au niveau du genou droit et B') Vue en plan sagittal de la patiente B avec PUC médial au niveau du genou droit.
La PUC au niveau de genou gauche de la patiente B, ne fait pas l'objet de notre étude.

3.1.4 Echantillons : conditions de prélèvement et de conservation

Les deux explants, la PUC de la patiente A et de la patiente B, n'ont pas été fournis par le même chirurgien. L'explant de PUC de la patiente A nous a été fourni par un chirurgien local tandis que l'explant de PUC de la patiente B nous a été envoyé depuis l'Afrique de Sud. Même si, *a priori*, les conditions de prélèvement ont été similaires, les conditions de conservation des deux explants ont été différentes. Les conséquences des conditions de conservation seront évaluées par la suite.

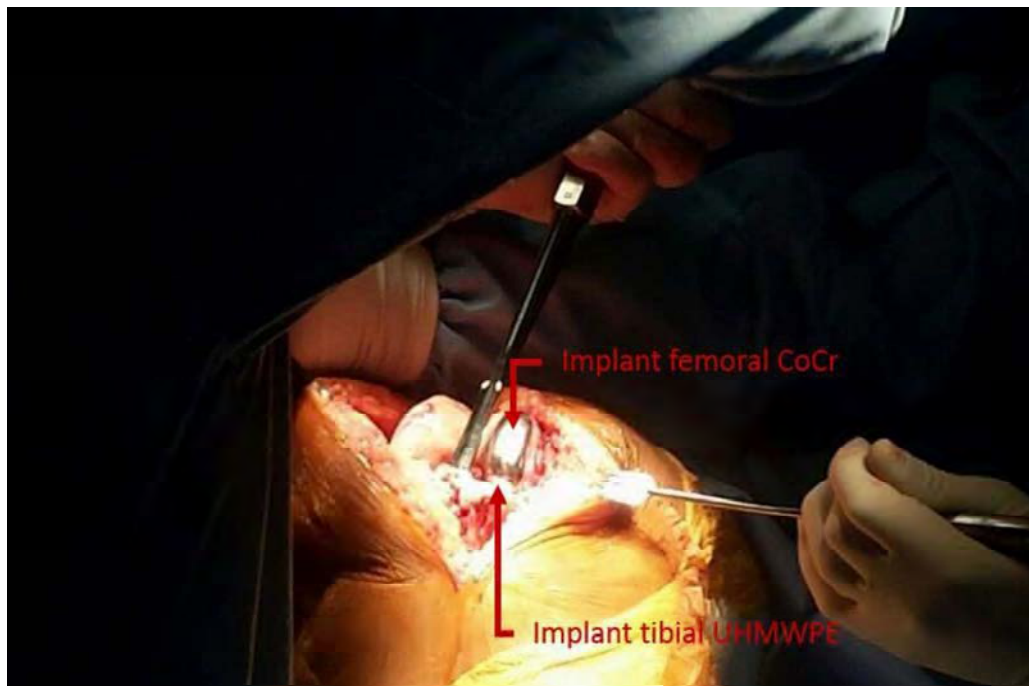


Figure III-4 Ouverture de l'articulation de genou – incision cutanée et incision de la capsule articulaire avec le genou en flexion

3.1.5 PUC durée de vie in vivo de 7 ans - patiente A

Après explantation, les implants fémoral et tibial de la PUC de la patiente A ont été nettoyés avec une solution physiologique qui contient 2 millimolaires (mM) d'azoture de sodium, ce dernier ayant un rôle antibactérien. Ensuite les implants ont été immergés dans la même solution physiologique avec de l'azoture de sodium et conservés à 4°C jusqu'à l'expertise tribologique. Outre le prélèvement de la PUC, des prélèvements des tissus adjacents ont été réalisés afin d'analyser leur susceptibilité aux particules de UHMWPE et d'identifier des réactions inflammatoires :

- prélèvement de membrane synoviale ;
- prélèvement osseux qui a été en contact avec l'implant fémoral ;

Les tissus adjacents ont été immergés dans une solution de formaldéhyde 4 %, tamponnée au phosphate pH 7 (Ref. P087.3, Roti®-Histofix 4 %, Carl Roth) et ensuite conservés à 4°C.

3.1.6 PUC durée de vie in vivo de 11 ans - patiente B

Pour des raisons de sécurité, la PUC de la patiente B a été stérilisée par autoclave et ensuite conservée à température ambiante. L'autoclave est une technique de stérilisation à la vapeur d'eau et elle a pour but l'élimination de tous les germes ou les contaminants en mettant l'objet en contact avec la vapeur d'eau à une température de maximale de 134 °C en surpression de 2 MPa pendant 18 min et cela sur la totalité de la surface à stériliser. La vapeur utilisée pour la stérilisation doit être exempte de toute impureté en suspension. Une vapeur propre permet d'éviter les traces de corrosion au niveau des pièces métalliques (implant CoCr) et la formation de taches.

Tenant compte du fait que la température pendant le protocole de stérilisation par autoclave est très proche de la température de fusion du UHMWPE (130-137°C) [1], d'éventuelles modifications de surface du UHMWPE qui pourront conduire à des interprétations erronées ont été prises en considération. C'est pour cela que nous avons mené une étude pour évaluer l'impact de la stérilisation par autoclave. Par rapport au cas de la PUC de la patiente A, pour le patient B des prélèvements des tissus adjacents n'ont pas été possible.

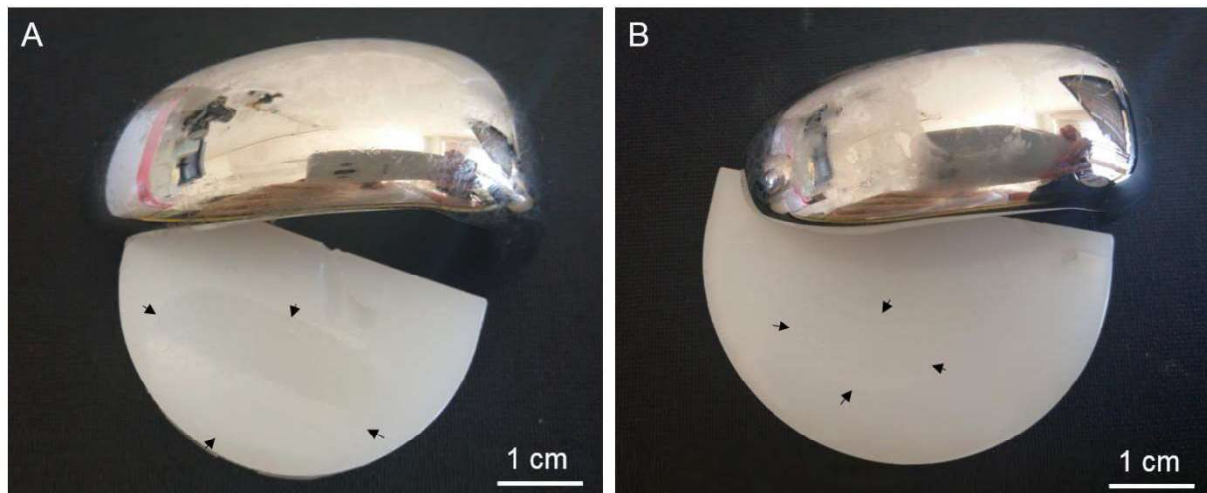


Figure III-5 A) *Explant à 7 ans de recul et B) Explant à 11 ans de recul après décontamination/stérilisation. Les flèches noires délimitent les zones endommagées observées macroscopiquement*

3.1.7 Méthodologie d'expertise tribologique

Afin d'identifier les mécanismes d'accommodation des vitesses et le circuit tribologique responsables de performances tribologiques de deux PUC, des observations de surface des échantillons à différentes échelles (macroscopiques, microscopiques et nanométriques) ont été réalisées. Ainsi, des techniques telles que la profilométrie optique, la microscopie numérique, la microscopie électronique à balayage environnemental (ESEM) couplé à la spectroscopie EDX et la microscopie à force atomique (AFM) ont été utilisées. L'intérêt d'utilisation de toutes ces techniques ainsi que leur principe de fonctionnement sont décrites ci-dessous.

3.1.7.1 Profilométrie optique

La profilométrie optique a été utilisée pour la réalisation des cartographies 2D des zones endommagées de l'UHMWPE à partir desquelles la pénétration linéaire (mm/an) et le taux d'usure volumique (mm^3/an) ont été calculées. Le dispositif utilisé dans notre étude est une station Altisurf 500 qui est une méthode sans contact. La pénétration linéaire a été calculée en divisant la profondeur maximale de la zone endommagée par la durée de vie *in vivo* de l'échantillon. Le taux d'usure volumique a été calculé en divisant le volume de la zone endommagée (volume de la cuvette) par la durée de vie *in vivo* de l'échantillon. Cette technique a été aussi utilisée afin de mesurer les rugosités de surface des échantillons en CoCr.

3.1.7.2 Microscopie numérique

Une première analyse de la morphologie de surface est réalisée à une échelle plus macroscopique en utilisant un microscope optique de la marque Keyence, VHX-2000F. Cette analyse permet l'identification de la géométrie de la zone endommagée et aussi l'identification des différents modes d'usure au niveau du plateau tibial en UHMWPE. Malheureusement l'utilisation de cette technique sera possible qu'au niveau des implants tibiaux en UHMWPE à cause de la brillance de l'implant tibial en CoCr.

3.1.7.3 Microscopie électronique à balayage environnemental (ESEM) couplé à la spectroscopie EDX

Un microscope électronique à balayage environnemental (ESEM : « environmental scanning electron microscope », FEI company, QuantaTM 600, Tungsten W) a été utilisé afin d'étudier la morphologie des deux 1ers corps et du 3ème corps sur l'ensemble de la zone de contact. La morphologie de surface des implants de genou est le résultat des mécanismes d'accommodation des vitesses. Il faut également tenir compte des perturbations induites par l'ouverture du contact qui est nécessaire et inévitable. Les morphologies des 1ers et 3ème corps mais aussi la répartition du 3ème corps dans le contact fourniront les informations nécessaires à la détermination des modes et à la localisation des sites d'accommodation des vitesses. En termes de débits, l'analyse ESEM donne accès aux débits plastiques des 1ers et 3ème corps via l'étude morphologique. Les notations Q1p (débit de plastification de 1ers corps) et Q3p (débit de plastification de 3ème corps) seront respectivement utilisées pour ces débits. Les analyses morphologiques ont été réalisées à une humidité relative de 5%. Un détecteur d'électrons secondaires gazeux a été utilisé pour capturer les informations topologiques de la surface. L'ESEM a été utilisé pour des analyses extrêmement locales, afin d'identifier les caractéristiques de surface qui résultent de la présence de SiMj dans le contact pendant le fonctionnement *in vivo* des implants. L'analyse ESEM permet également d'évaluer les débits du 3ème corps.

La structure chimique de surface des implants fémoraux a été identifiée par des analyses dispersives en énergie, plus connue sous l'acronyme EDX (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy), couplé à la microscopie électronique à balayage (MEB). En effet,

l'analyse EDX consiste en l'analyse et la mesure des énergies des photons X libérés par le matériau suite à l'impact d'un faisceau d'électrons primaires (Figure III-6). Elle permet d'identifier les éléments chimiques constituant la surface tant globalement (cartographie) que localement (spectre ponctuel). Elle permet donc d'étudier chimiquement les 1ers et 3ème corps préalablement étudiés au MEB.

Confronter les analyses MEB aux analyses EDX permettra de relier une composition chimique à une morphologie de surface et une répartition du 3ème corps.

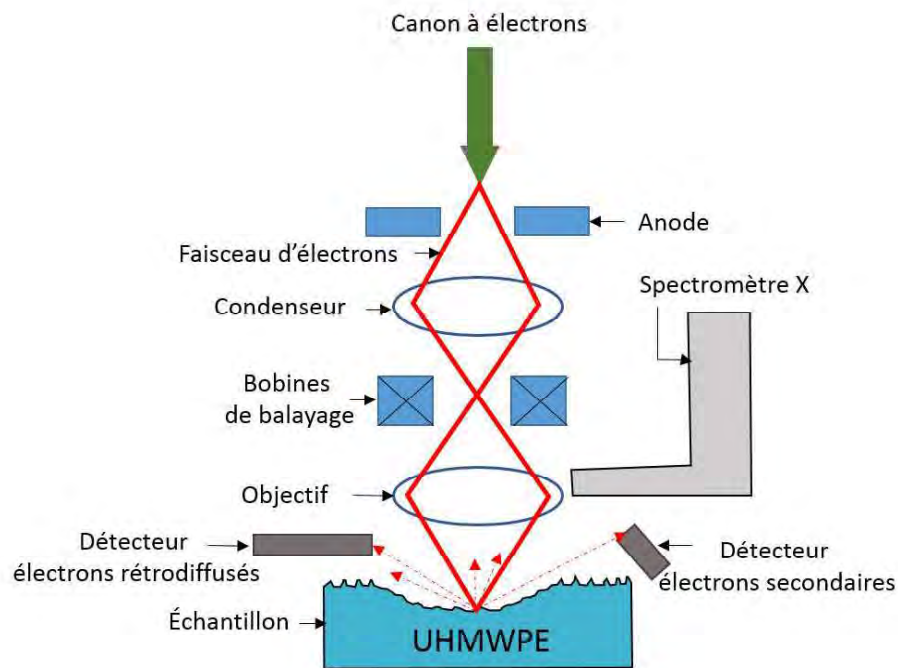


Figure III-6 Principe de fonctionnement du MEB avec sa colonne électronique qui génère le faisceau d'électrons primaires et l'ensemble des détecteurs qui recueillent les émissions en provenance de l'échantillon

3.1.7.4 Microscopie à force atomique

La microscopie à force atomique (ou AFM pour Atomic Force Microscopy, Park XE7) a été utilisée pour déterminer la topographie de surface des implants en UHMWPE et CoCr. Cette technique a permis d'imager la morphologie des stries d'usinage d'UHMWPE à l'échelle nanométrique mais également de mesurer le module d'Young.

L'élément central de l'AFM est la sonde, qui est un micro-levier de raideur K sur lequel est montée une pointe ayant un rayon de courbure de l'ordre de 10 nm (Figure III. 7). Cette pointe interagit directement avec la surface étudiée. Par l'intermédiaire d'un tube piézo-électrique, la pointe peut être déplacée suivant les directions X et Y (dans le plan de l'échantillon) et Z (perpendiculairement à l'échantillon).

Le principe d'imagerie AFM

Le principe d'imagerie AFM (Figure III-7) consiste à mesurer la déflexion verticale de l'élément central de l'AFM qui est le micro-levier. La mesure de la déflexion se réalise à l'aide d'un faisceau laser qui est réfléchi par l'extrémité du micro-levier et renvoyé vers le centre d'une photodiode à quadrants qui mesure une différence de courant entre quadrants. Une boucle d'asservissement maintient la déflexion δZ du levier constante en agissant sur le tube piézo-électrique dont les variations de tension servent à la construction topographique des images.

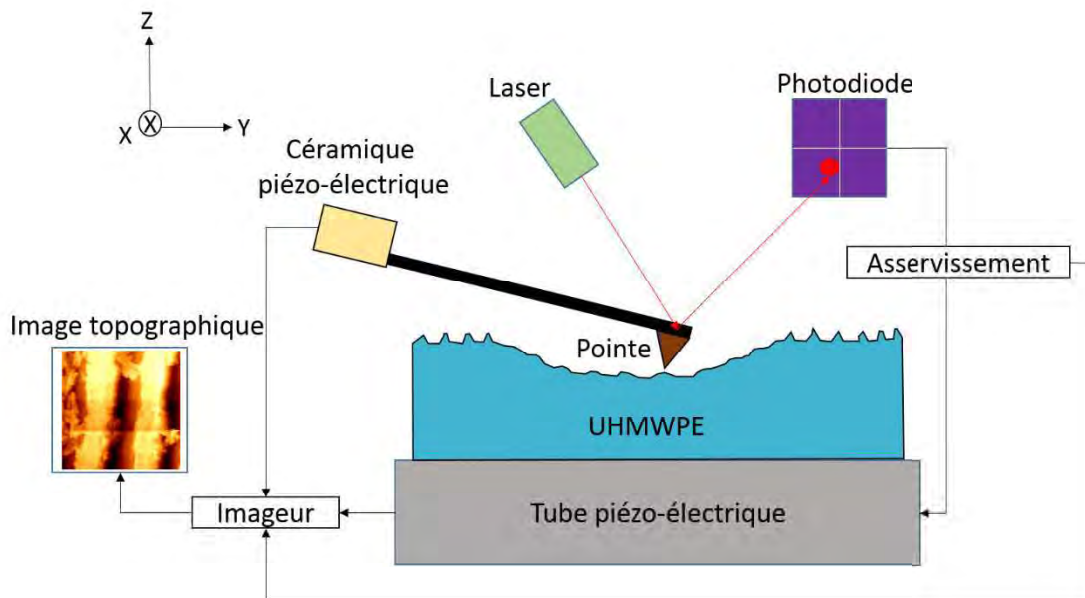


Figure III-7 Principe d'imagerie AFM

Il existe essentiellement 3 modes d'imagerie : (1) contact, (2) contact intermittent (tapping mode) et (3) non-contact (Figure III.8).

- (1) Dans le mode contact, le levier muni de la pointe détectrice appuie sur l'échantillon en analyse. Une force répulsive entre la surface et la pointe se crée car il y a répulsion des électrons de l'échantillon et de la pointe. Dans ce cas, l'interaction faible entre l'échantillon et la pointe est maintenue constante en changeant la hauteur de l'échantillon dans l'appareil. La variation de la hauteur donne la hauteur de la surface à l'endroit étudié.
- (2) Dans le mode contact intermittent ou tapping, le levier est mis en oscillation à une fréquence donnée d'une centaine de kilohertz (kHz) et à une amplitude fixe. Dans ce cas, l'échantillon exerce une force d'attraction (type van der Waals) de courte portée sur le levier et la pointe. L'amplitude de l'oscillation change. Elle est maintenue constante par déplacement de la hauteur z de l'échantillon.
- (3) Le mode non-contact est analogue au mode contact, mais en fixant la distance pointe-échantillon de 5 à 15 nm. Dans ce cas, on utilise les forces attractives exercées par l'échantillon sur l'ensemble levier-pointe.

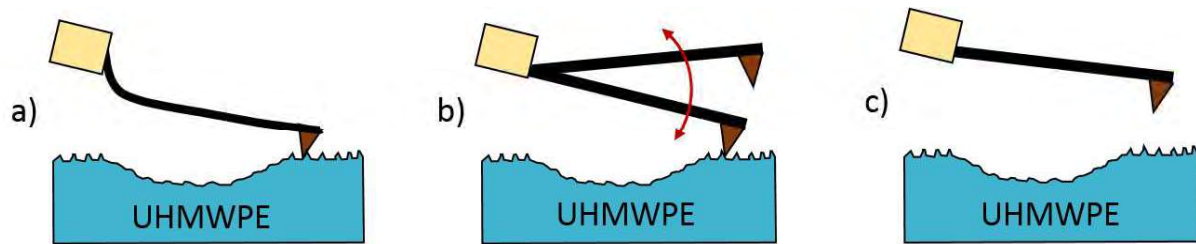


Figure III-8 *Illustration des modes de contact utilisées en imagerie AFM : a) contact, b) contact intermittent (tapping) et c) non-contact*

L'ensemble de ces techniques a permis la reconstitution de la vie de contact des deux explants à partir d'une échelle macro (évaluation des modes d'usure...) jusqu'à une échelle micro (évaluation des débits du 3^{ème} corps...).

3.2 Résultats de l'expertise - implants tibiaux en UHMWPE

Par la suite de ce chapitre, les résultats obtenus pour l'explant de la patiente A vont être comparé avec les résultats obtenus pour l'explant de la patiente B.

3.2.1 Analyse macroscopique et caractérisation des modes d'endommagement

Une analyse macroscopique initiale des implants tibiaux en UHMWPE a mis en évidence une première différence liée à leur aspect : l'UHMWPE à 7 ans de recul est de couleur blanche et il a l'aspect brillant (Figure III-9A) tandis que l'UHMWPE à 11 ans de recul est de couleur jaune et il a l'aspect plus mat (Figure III-9B).

Ce changement de couleur peut être dû à trois processus différents impliquant l'adsorption des protéines du liquide synovial avec les acides gras estérifiés et le cholestérol [3], les effets thermiques de la stérilisation par autoclavage et la déshydrogénation [4].

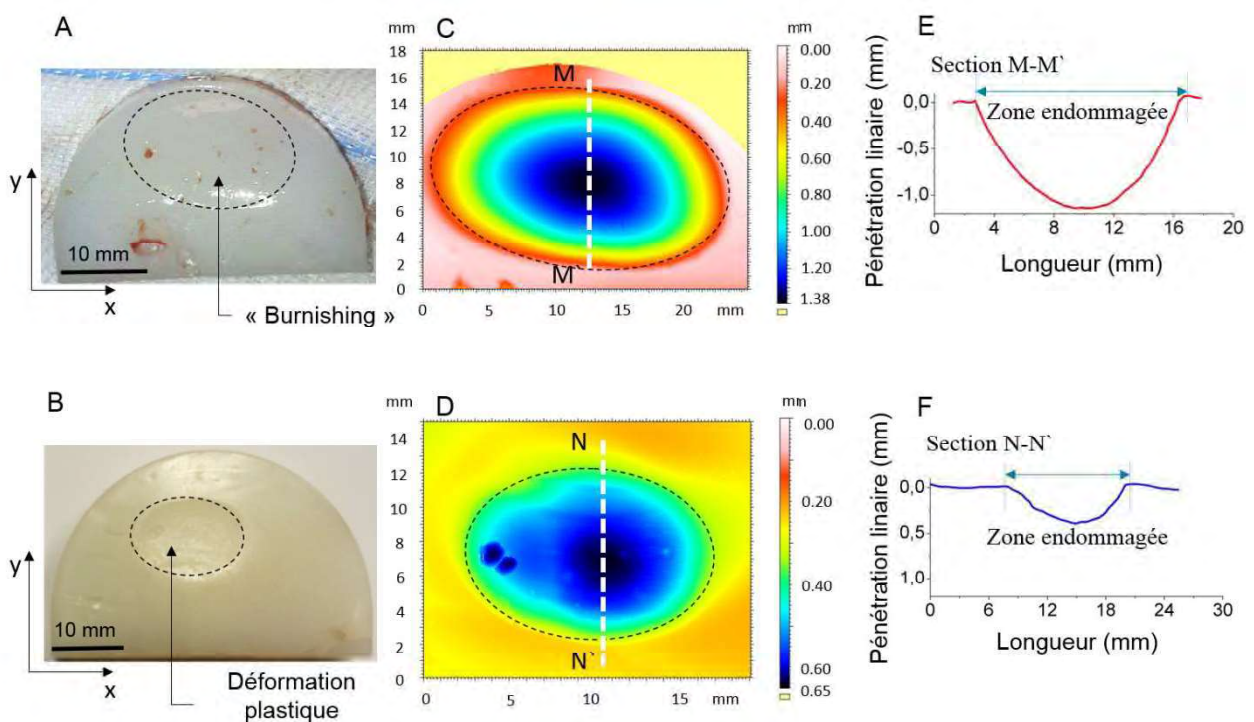


Figure III-9 A) Implant tibial en UHMWPE avec durée de vie in vivo de 7 ans (compartiment medial du genou droit) et sa zone endommagée, B) Implant tibial en UHMWPE avec durée de vie in vivo de 11 ans (compartiment medial du genou droit) et sa zone endommagée. Les figures C) et D) illustrent les cartographies 2D des zones endommagées pour les implants à 7 ans de recul respectivement à 11 ans de recul. Pour le patient à 11 ans de recul, les deux points bleus au niveau de la carte topographique (9D) correspondent aux deux creux formés par les outils utilisés pendant le processus d'explantation. Les figures E) et F) illustrent les profils 2D qui traversent au milieu de la zone endommagée.

Aussi, cette première analyse a mis en évidence une zone endommagée plus importante dans le cas de l'implant tibial à 7 ans de recul par rapport à l'implant tibial à 11 ans de recul. En tenant compte de la classification des modes d'endommagements effectués par Hood [5], un mode principal d'endommagement a été identifié pour chaque plateau tibial. Ainsi, au niveau de l'implant tibial à 7 ans le mode « burnishing » (« frotté au chiffon ») a été identifiée (Figure III-9A), caractéristique de l'usure de type adhésif/abrasif. Le mode d'endommagement prédominant au niveau de l'implant à 11 ans de recul est la déformation de surface ou plus précisément, la déformation plastique (Figure III-9B).

Pour les deux implants en UHMWPE un profil 2D de la zone endommagée a été tracé, à partir duquel le taux de pénétration linéaire et le taux d'usure volumétrique ont été calculés. La profondeur maximale de la zone endommagée pour l'implant tibial à 7 ans de recul est de $1,1 \pm 0,1$ mm ce qui correspond au taux de pénétration linéaire de $0,16 \pm 0,2$ mm/an. La surface de la zone endommagée est de 255 ± 5 mm², le volume d'usure de 150 ± 5 mm³ et un taux d'usure volumétrique de $20 \pm 0,5$ mm³/an. Pour l'implant tibial à 11 ans de recul la profondeur maximale est de $0,36$ mm/an ce qui correspond au taux de pénétration linéaire de $0,03 \pm 0,04$ mm/an. La surface de la zone endommagée est de 130 mm², le volume d'usure de $20 \pm 0,5$ mm³ et un taux d'usure volumétrique de $2 \pm 0,2$ mm³/an.

3.2.2 Caractérisation multi-échelle de surface

Pour la suite, plusieurs techniques de microscopie ont été employées au niveau des trois zones d'intérêt afin d'identifier les mécanismes d'accommodation des vitesses responsables pour les modes d'usure identifiés au niveau des implants en UHMWPE et de reconstituer la vie *in vivo* du contact. Les trois zones d'intérêt sont : à l'extérieur de la zone endommagée (zone non endommagée), à la périphérie de la zone endommagée et au centre de la zone endommagée, comme schématisé dans la figure III. 10.

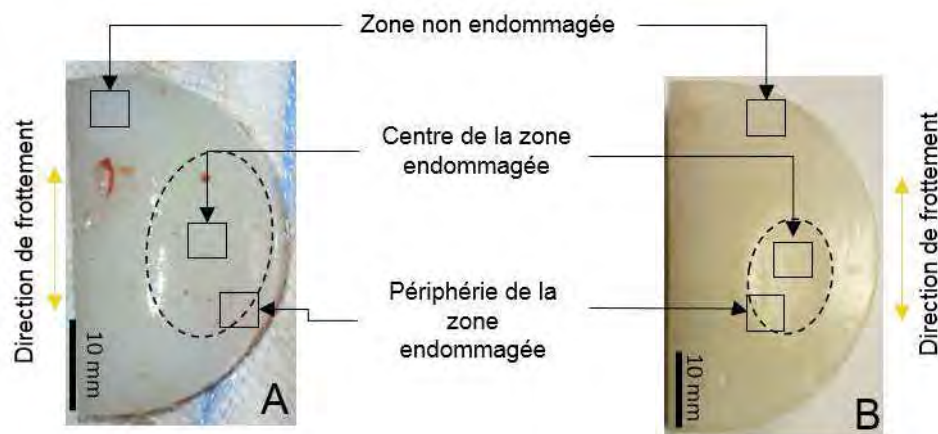


Figure III-10 Zones d'intérêts soumis à l'expertise tribologique

3.2.3 Expertise zone non endommagée

A une échelle globale, la figure III. 11 illustre les observations de surface des implants en UHMWPE par la microscopie optique/numérique. Cette première analyse met en évidence une morphologie de surface différente des deux implants, malgré le même processus de fabrication. A une échelle plus locale, ces différences de morphologie de surface ont été mieux mises en

évidence par MEB et AFM (Figure III -11). Ainsi, à partir des images MEB (Figure III-11A et III-11B) les stries d'usinage peuvent être facilement identifiées. Les amplitudes et les longueurs d'onde des stries d'usinage sont différentes pour les deux implants. Grâce à l'AFM, des profils de rugosité ont été tracés perpendiculairement aux stries d'usinage. Ainsi, pour l'UHMWPE à 7 ans de recul l'amplitude des stries d'usinage atteint maximum 0,5 μm tandis que la longueur d'onde atteint une valeur de maximum 5 μm pour une image de 47 μm \times 47 μm (Figure III-11A). Pour l'UHMWPE à 11 ans de recul l'amplitude et la longueur d'onde des stries d'usinage sont plus importantes, atteignant la valeur de maximum 0,9 μm et 15 μm respectivement, toujours pour une image de 47 μm \times 47 μm (Figure III-11B).

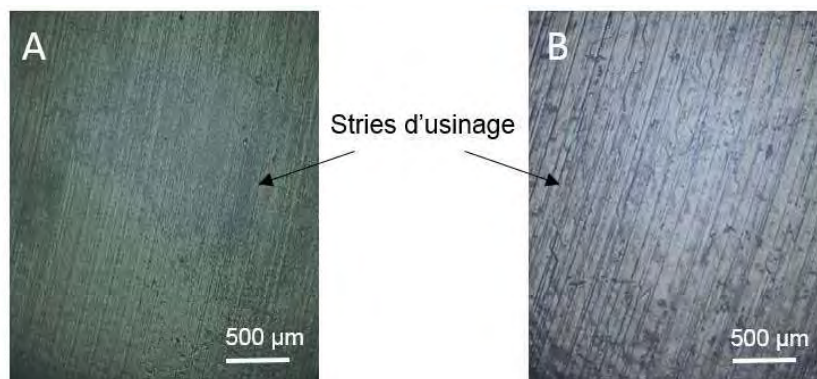


Figure III-11 Observations zone non endommagée d'UHMWPE par microscopie optique/numérique. UHMWPE à 7 ans de recul et B) UHMWPE à 11 ans de recul

Ainsi, d'un implant tibial à l'autre on observe une différence notable de morphologie de surface de la zone non endommagée, ce qui est anormal étant donné que les implants proviennent du même fabricant et que le processus d'usinage a été à priori identique. La différence de morphologie de surface peut quand même être expliquée par la différence de taille. Afin d'évaluer cette hypothèse, une analyse de plusieurs tailles des implants tibiaux sera réalisée par la suite.

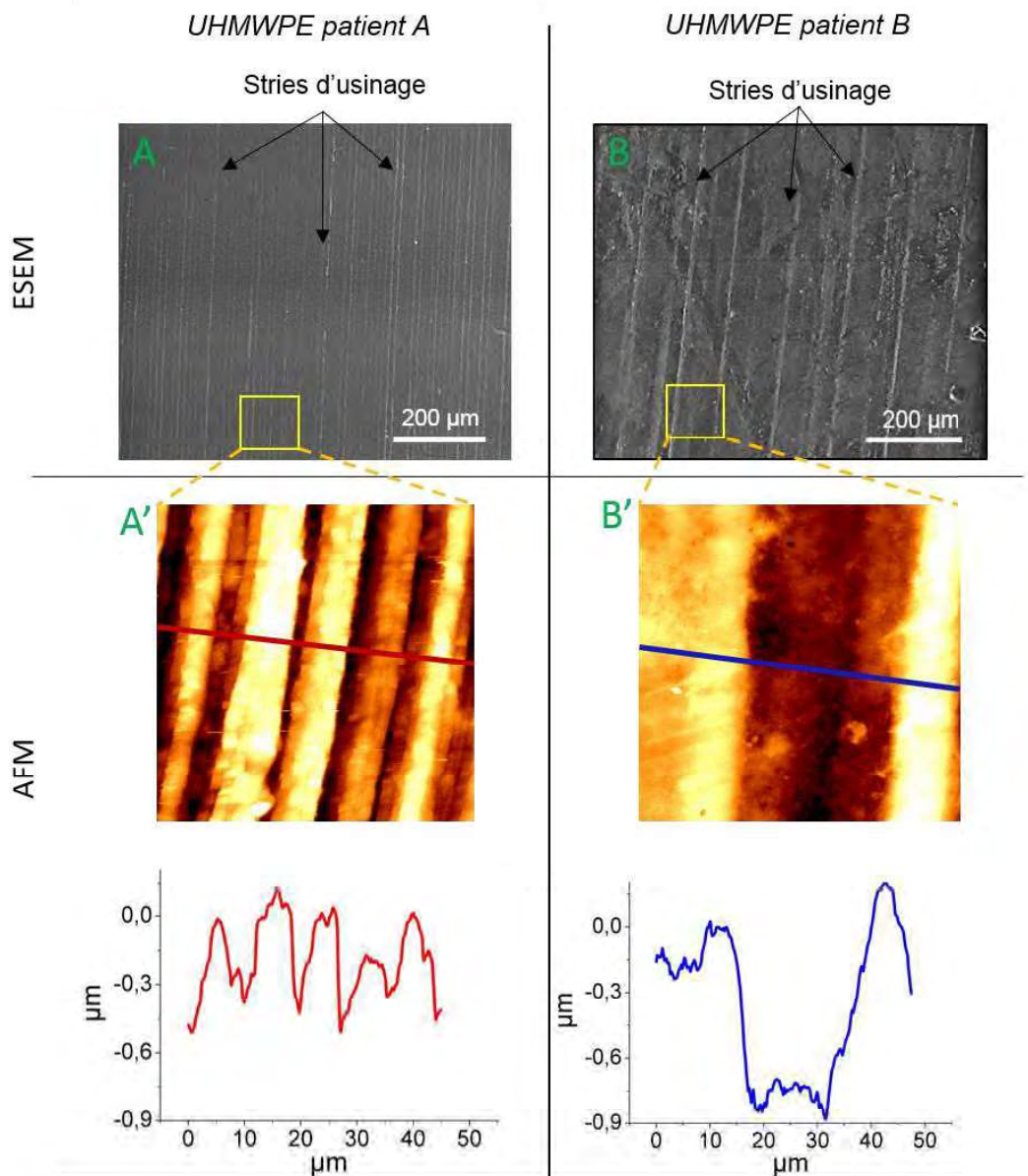


Figure III-12 Observation des zones non endommagées de deux implants UHMWPE par ESEM et AFM

3.2.4 Expertise à la périphérie de la zone endommagée

À la périphérie de la zone endommagée, les deux implants en UHMWPE sont caractérisés par deux modes d'usure différentes. Dans le cas de l'implant avec la durée de vie *in vivo* de 7 ans, un écoulement de la matière a été observé avec la formation des « bourrelets », parallèles à la direction du frottement (Figure III-13A). De l'autre côté, à la périphérie de la zone endommagée de l'UHMWPE avec durée de vie *in vivo* de 11 ans, un phénomène d'aplatissement des stries d'usure a été mis en évidence (Figure III-13B).

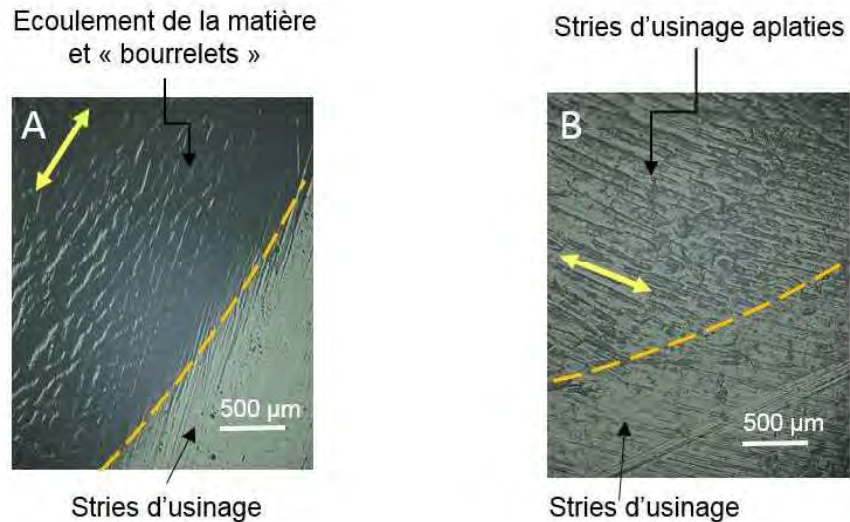


Figure III-13 Observations à la périphérie de la zone endommagée d'UHMWPE par microscopie optique/numérique. UHMWPE à 7 ans de recul et B) UHMWPE à 11 ans de recul

Les « bourellets » identifiés au niveau de l'implant UHMWPE à 7 ans de recul ont été aussi mis en évidence par microscopie électronique à balayage (ESEM). Ces structures se sont formées par écoulement de matière et ils sont de possibles précurseurs de l'usure de type adhésive/abrasif (Figure III-14A).

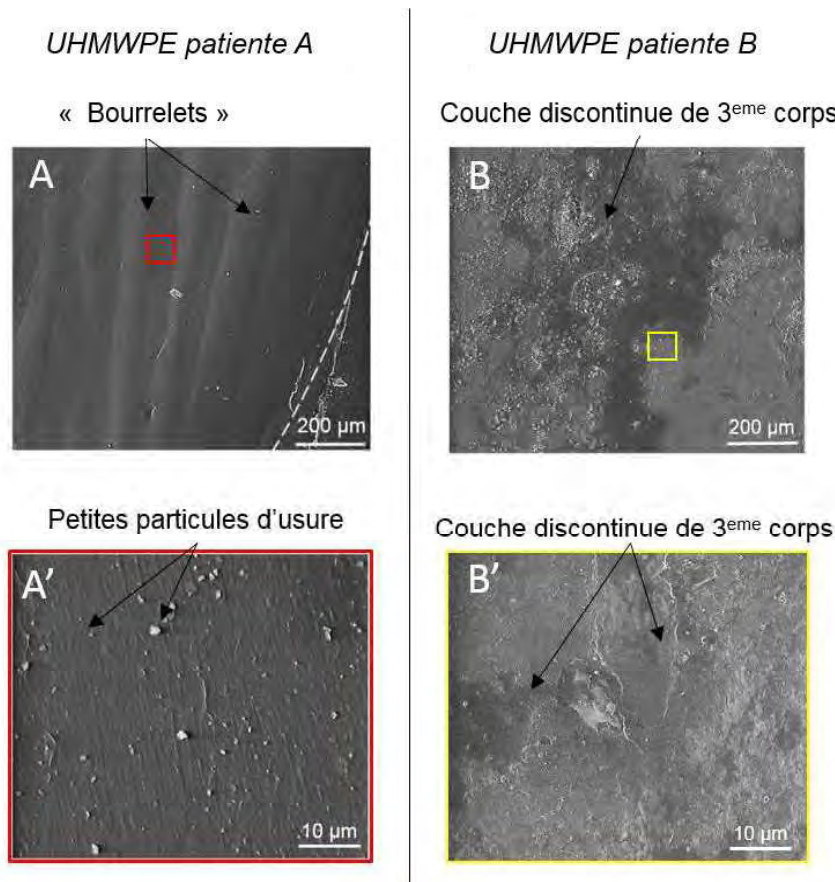


Figure III-14 Observations ESEM à la périphérie des zones endommagées de deux implants UHMWPE. Les images A' et B' représentent des zooms au niveau de la zone d'intérêt

En plus, si on zoome, des petites particules d'UHMWPE se situent sur toute la surface constituée par les « bourellets » (Figure III-14A').

En ce qui concerne l'implant UHMWPE à 11 ans de recul, une couche discontinue de 3^{ème} corps a été identifiée à la périphérie de la zone endommagée (Figure III-14B et III-14B').

3.2.5 Expertise du centre de la zone endommagée

Des images de microscopie optique ont mis en évidence des rayures de frottement au centre de la zone endommagée de l'implant UHMWPE à 7 ans de recul (Figure III-15A) tandis que pour l'implant UHMWPE à 11 ans de recul une déformation plastique de la surface a été observée (Figure III-15B).

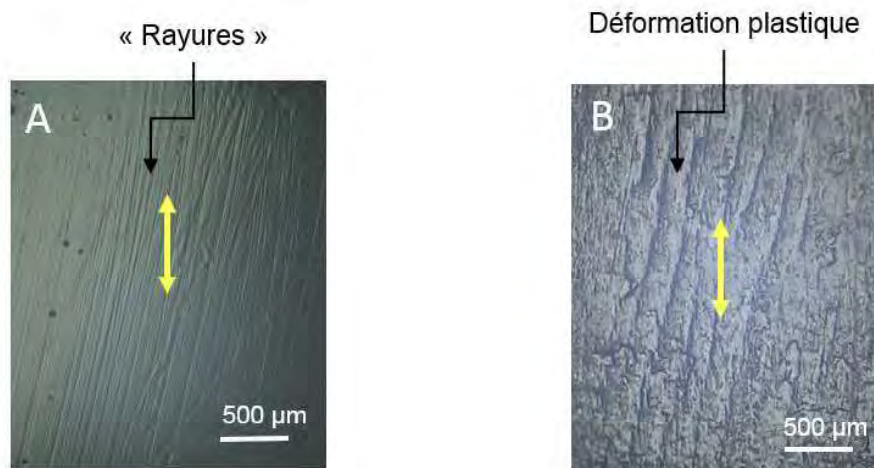


Figure III-15 Observations au centre de la zone endommagée d'UHMWPE par microscopie optique/numérique. UHMWPE à 7 ans de recul et B) UHMWPE à 11 ans de recul

Dans la Figure III-16, au niveau des images obtenues par microscopie électronique, des rayures de frottement (Figure III-16A) ainsi que des petites particules d'UHMWPE peuvent être observées au centre de la zone endommagée de l'implant UHMWPE à 7 ans de recul (Figure III-16A'). Ces particules de quelques centaines de nanomètres voire quelques micromètres semblent être présentes sur toute la surface de la zone endommagée. On remarque que les particules sont orientées dans la direction de frottement, piégées entre les rayures d'abrasion.

Bien qu'il ait été difficile à mettre en évidence, une couche très fine et uniforme de 3^{ème} corps a été identifiée (Figure III-14A'). Comparée à la couche identifiée au niveau de l'implant UHMWPE à 11 ans de recul (Figure III-14B'), la couche au niveau de l'implant UHMWPE à 7 ans de recul est beaucoup plus fine.

Cette couche de 3^{ème} corps semble être formée pendant le frottement *in vivo* par la plastification des petites particules détachées d'UHMWPE.

Contrairement à l'implant UHMWPE à 7 ans de recul, dans le centre de la zone endommagée de l'implant UHMWPE à 11 ans de recul, des grandes plaquettes de taille entre 20-30 µm ont été identifiées. Ces plaquettes peuvent provenir de la fragmentation de la couche de 3^{ème} corps, piégée dans le contact pendant le frottement *in vivo*. Il est à noter qu'à une plus petite échelle, plusieurs petites particules d'UHMWPE coexistent autour des grandes plaquettes.

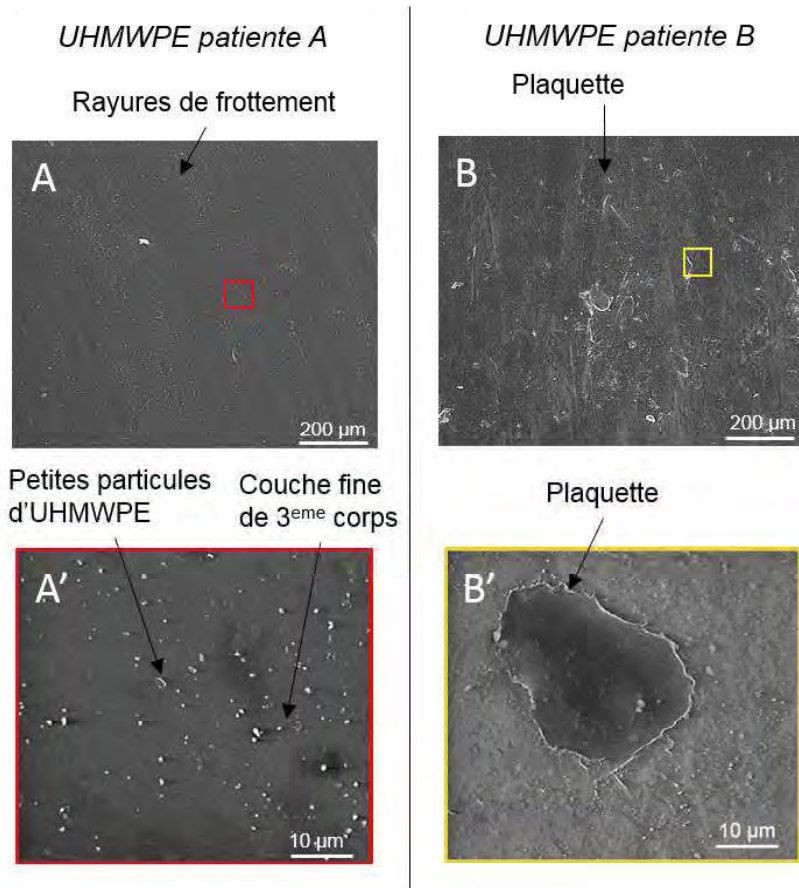


Figure III-16 Observations ESEM au centre des zones endommagées de deux implants UHMWPE. Les images A' et B' représentent des zooms au niveau de la zone d'intérêt

Pour les deux explants, les analyses conduites ont relevées des résultats différents. Avant de construire des hypothèses tribologiques, les différences liées aux conditions de nettoyage et de stérilisation doivent être prises en compte (implant à 11 ans stérilisé par autoclave tandis que l'implant de 7 ans seulement rincé à la solution saline).

Par la suite, l'impact de la stérilisation par autoclave sera évalué.

3.2.6 L'impact de l'effet thermique sur la morphologie de surface d'UHMWPE

Considérant le processus de stérilisation à l'autoclave de l'explant UHMWPE à une durée de vie *in vivo* de 11 ans, une étude sur l'impact de l'effet thermique a été menée. Pour ce faire, un implant tibial en UHMWPE, tout neuf, de taille 3 a été stérilisé exactement dans les mêmes conditions que l'explant à 11 ans de recul et ensuite il a été soumis à une analyse macroscopique, à une analyse ESEM et à une analyse AFM afin d'identifier des éventuelles modifications au niveau de la morphologie de surface d'UHMWPE.

Avant stérilisation la surface d'UHMWPE est brillante, il n'y a pas des couches ou des défauts mise en évidence par ESEM, les stries d'usure étant visible aussi à l'œil nu. Après stérilisation, des petites différences ont été observées au niveau de la surface d'UHMWPE, notamment au niveau de son aspect qui est devenu moins brillant. En revanche, il n'y a pas un changement de couleur qui se produit, l'UHMWPE ayant la même couleur blanche (Figure III-17A et III-17B). Les analyses ESEM ont mis en évidence une couche sur la surface d'UHMWPE après stérilisation qui semble être formée lors du séchage de la vapeur d'eau qui interviennent pendant le processus de stérilisation (Figure III-17D). Cette couche « d'autoclavage » n'a pas le même aspect par rapport à

la couche de 3ème corps identifié sur la surface d’UHMWPE avec la durée de vie *in vivo* de 11 ans. Cela signifie que la couche de 3ème corps s’est formé *in vivo*, lors du frottement. En ce qui concerne la morphologie des stries d’usure, les analyses AFM ont permis l’obtention de la topographie de stries d’usure et le calcul de leur amplitude (Figure III-17E et III-17F). Ainsi, après stérilisation l’amplitude ($\sim 2,5 \mu\text{m}$) et la longueur d’onde de stries d’usure ($\sim 10 \mu\text{m}$) ne sont pas modifiées mais elles sont devenues moins rugueuses.

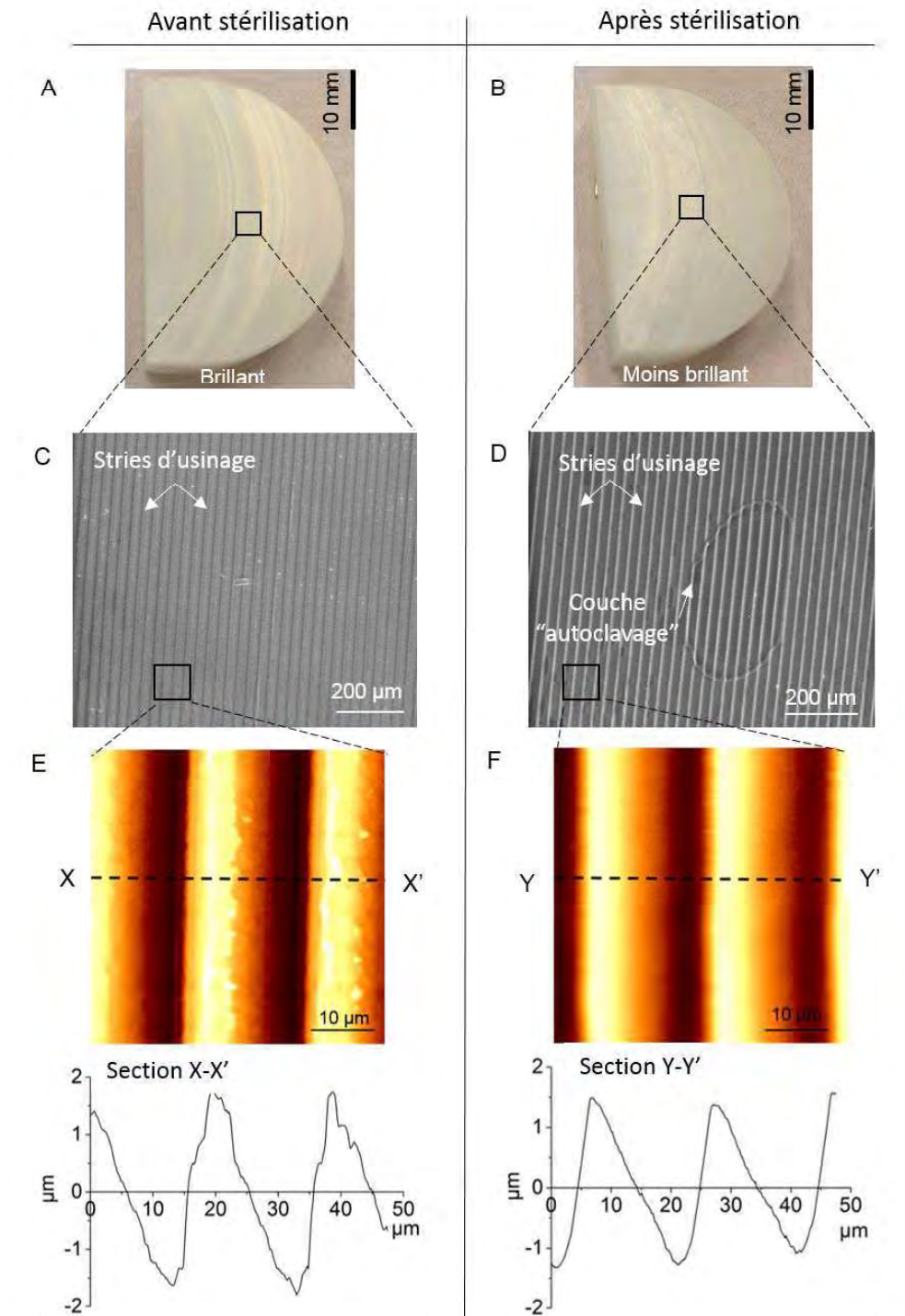


Figure III-17 Photos macroscopiques, images obtenues par ESEM et AFM de l’implant tibial en UHMWPE avant et après stérilisation. Malgré le fait qu’après autoclavage les stries sont devenues moins rugueuses, leur amplitude et longueur d’onde ne se sont pas modifiées

3.3 Analyse des tissus adjacents pour la PUC à 7 ans de recul

Comme nous l'avons précisé dans la section III.1.4.1., dans le cas de l'implant à 7 ans de recul, des prélèvements des tissus adjacents (membrane synoviale et tissu osseux) ont été réalisés afin d'analyser leur susceptibilité aux particules de UHMWPE et d'identifier des réactions inflammatoires. Les prélèvements des tissus adjacents sont constitués par : (1) une portion de membrane synoviale et (2) deux portions d'os qui ont été en contact avec la partie fémorale en CoCr. Tous les prélèvements ont été soumis à deux types d'analyse :

- analyses histologiques afin de déterminer des éventuelles réactions inflammatoires et la présence des particules d'usure au niveau de ces tissus;
- analyses LIBS (Laser-Induced Breakdown Spectroscopy) afin de déterminer les éléments chimiques de différentes zones au niveau des tissus.

Pour l'implant à 11 ans de recul, il n'a pas été possible d'obtenir des prélèvements des tissus adjacents pour des raisons de sécurité (implant explanté et stérilisé avant le démarrage de cette étude).

3.3.1 Analyses histologiques

Ces analyses consistent dans une étude microscopique de coupes ultrafines de tissus (épaisseur 4,5 µm) afin de mettre en évidence les altérations des tissus et en révéler leur gravité et leur origine. Avant l'étude microscopique, les coupes ont été soumises à des colorations spécifiques : coloration HES (Hématoxyline-Eosine-Safran) et/ou coloration SO (Safranine O).

Pour notre étude, le but de ces analyses est l'évaluation du caractère inflammatoire de la membrane synoviale et la présence des particules d'usure au niveau de tissus osseux, phénomènes qui pourraient expliquer l'usure importante de l'implant UHMWPE.

La préparation des lames histologiques a été réalisée en suivant le protocole décrit dans l'annexe 2. Ensuite, les lames ont été observées au microscope optique [Leica DM2000] relié à une caméra digitale [Leica DFC420C], pilotée par un logiciel d'acquisition d'image [LAS V4.2].

3.3.1.1 Analyse membrane synoviale

Suite à la coloration HES (Hématoxyline-Eosine-Safran) au niveau de la membrane synoviale on peut identifier :

- Un tissu fibreux hétérogène (Figure III-18a)
- Une zone avec des fibres fines et courtes, lâches et des zones de tissu très compact (Figure III-18b).
- Des zones organisées plutôt en faisceaux parallèle (Figure III-18c). A ce niveau, la surface est compacte.
- Présence de tissu adipeux (Figure III-18d).
- Une couche cellulaire de type intima synoviale (Figure III-18e).
- Vascularisation très développée, en particulier dans les zones plus lâches (Figure III-18f).
- Absence de réaction inflammatoire.

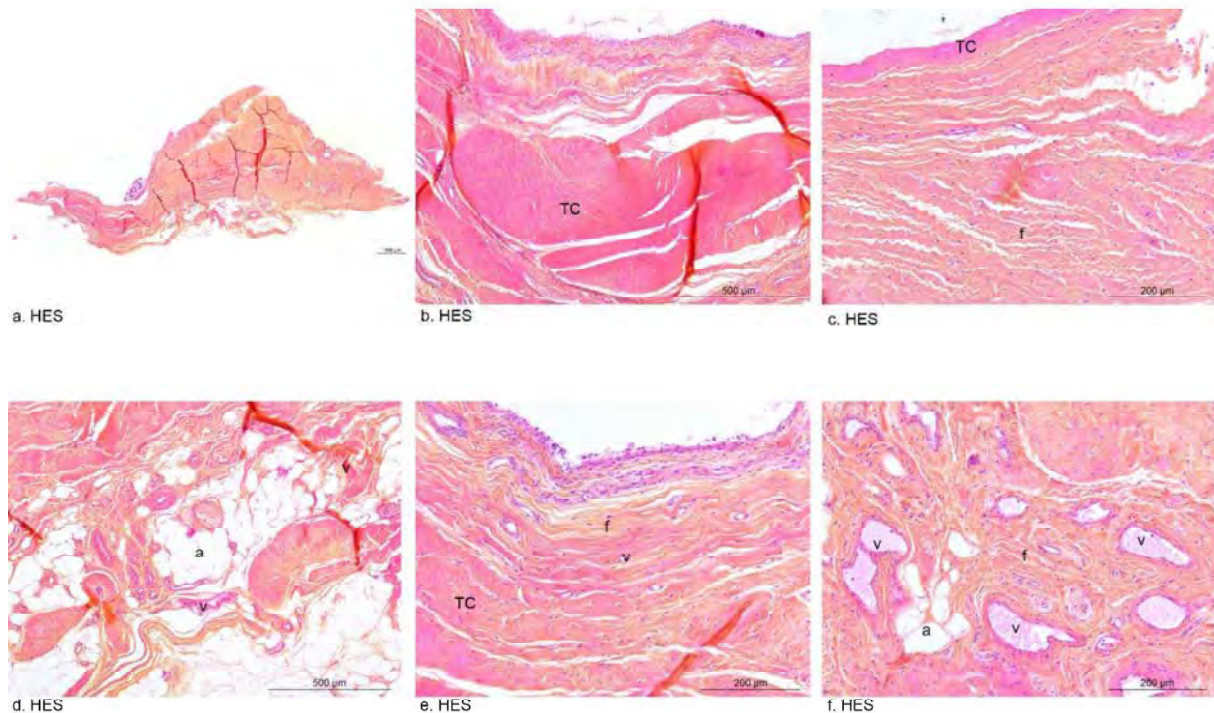


Figure III-18 Images histologiques de la membrane synoviale. Les symboles *a* : adipocyte, *f* : tissu fibreux, *TC* : tissu compact, *v* : vaisseaux.

3.3.1.2 Analyse tissus osseux

Deux portions de tissu osseux ont été analysées. Dans le cas du premier échantillon d'os, la coloration HES a mis en évidence une carotte présentant plusieurs couches successives d'os et de cartilage/fibrocartilage. Ainsi, au niveau de cette carotte on peut identifier :

- couche de fragments osseux, pas de travées identifiables (Figure III-19a).
- une couche de fibrocartilage compact avec des chondrocytes à petites logettes. La zone de surface, comporte de multiples clusters chondrocytaires, signe de lésions tissulaires (Figure III-19b et III-19d)
- une couche de tissu osseux constituée de travées osseuses saines et épaissies par de la néoformation osseuse. Pas d'activité ostéoblastique (néoformation récente mais achevée) (Figure III-19b et III-19c)
- couche de cartilage probablement en coupe transversale, dense, chondrocytes isolés (absence de colonnes). Il semblerait qu'il y ait une couche de minéralisation péri-logette (zone de front de minéralisation os/cartilage). Présence de nécrose d'un tissu fibreux ou hématopoïétique (Figure III-19e).

La coloration SO (Figure III-19f) a mis en évidence un fibrocartilage positif, intensément coloré en rouge-orangé sans aucun signe adverse d'effet tissulaire local.

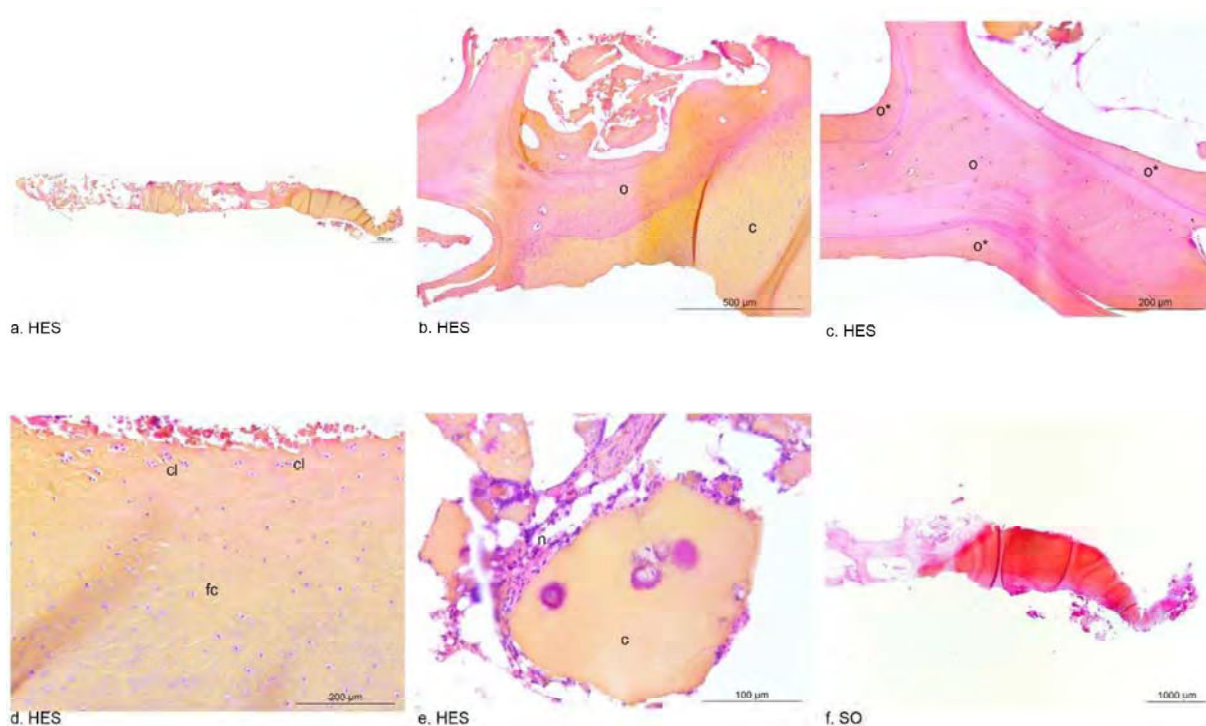


Figure III-19 Images histologiques d'os en contact avec le métal en CoCr. Les symboles *c* : cartilage, *cl* : clusters chondrocytaires, *fc* : fibrocartilage, *o* : os, *o** : os néoformé

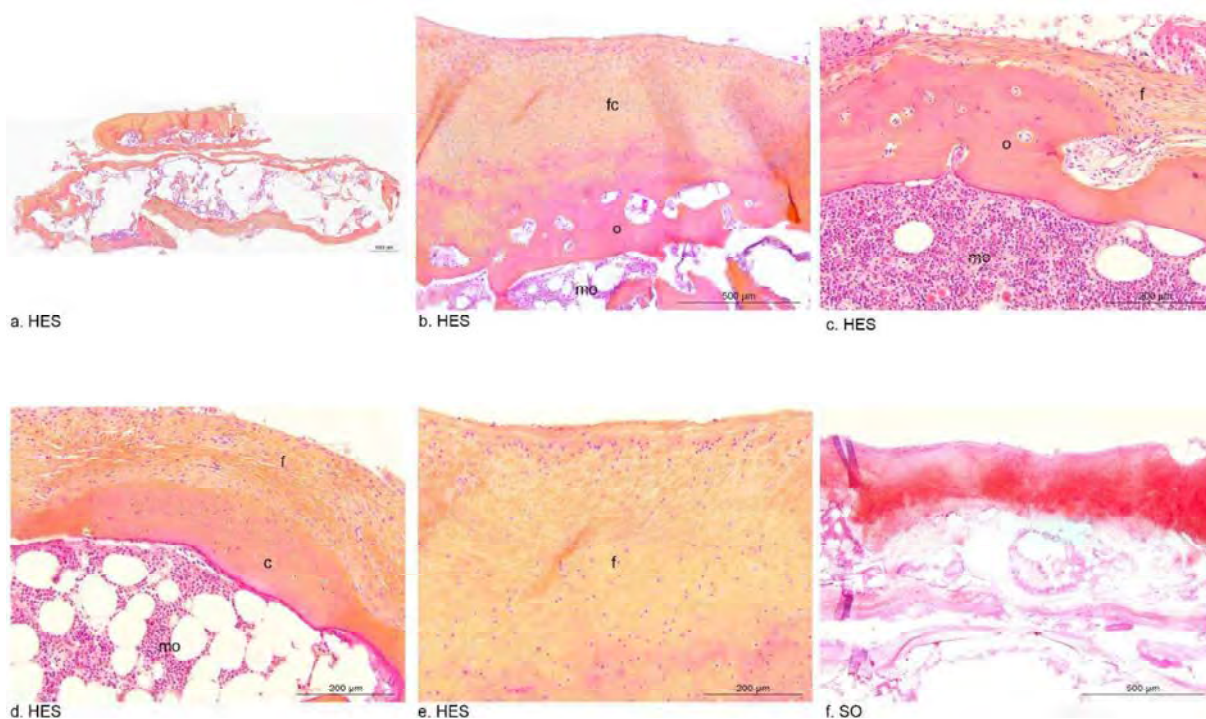


Figure III-20 Images histologiques d'os en contact avec le métal en CoCr (2^{ème} échantillon). Les symboles *c* : cartilage, *cl* : clusters chondrocytaires, *f* : tissu fibreux, *fc* : fibrocartilage, *o* : os, *mo* : moelle osseuse

Dans le cas du deuxième échantillon d'os, la coloration HES a mis en évidence :

- à la périphérie de la zone osseuse, présence d'un tissu fibreux organisé et vascularisé (Figure III-20b).
- des fines travées osseuses (fragments) avec présence de moelle osseuse hématopoïétique bien vascularisée (Figure III-20c).
- dans certaines zones, entre l'os et le tissu fibreux, présence de cartilage, chondrocytes normaux (Figure III-20d).
- une population cellulaire dense, cellules rondes à fibroblastiques (Figure III-20e).

La technique SO a mis en évidence une coloration intense du tissu cartilagineux et du tissu fibreux profond (Figure III-20f).

Aucun signe d'inflammation et/ou de corps étranger a été détectée au niveau de deux échantillons osseux ce qui indique qu'il n'y avait pas des particules d'usure présentes dans le tissu osseux.

3.3.2 Analyses par LIBS (Laser-Induced Breakdown Spectroscopy)

La technique LIBS consiste à focaliser une impulsion laser sur l'échantillon à analyser pour le vaporiser sous forme d'un plasma. L'analyse spectrale de la lumière émise permet de déterminer la composition chimique élémentaire de l'échantillon. L'interaction du faisceau laser pulsé d'éclairement élevé (puissance lumineuse délivrée par unité de surface), provoque un échauffement brutal de la surface éclairée et il se vaporise sous forme d'un plasma. Les atomes et les ions éjectés et portés dans des niveaux d'énergie excités émettent, en se désexcitant, un spectre constitué de raies atomiques, dont la longueur d'onde permet d'identifier les éléments présents et dont l'intensité est proportionnelle à la concentration des atomes. On en déduit ainsi la composition élémentaire du matériau.

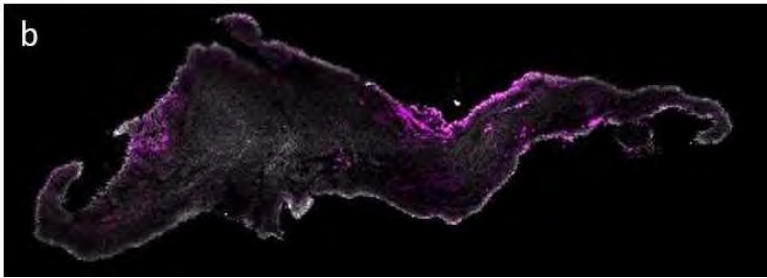
La technique a été utilisée au niveau des lames qui ont été préparées pour les analyses histologiques. Ces lames contiennent des tissus provenant des prélèvements adjacents à la PUC durée de vie *in vivo* de 7 ans. Pour la suite, les résultats seront présentés à partir des images au niveau desquelles la répartition des principaux composants chimiques sera affichée en utilisant de codes couleur. Les résultats présentés seront des résultats qualitatifs et pas quantitatifs.

3.3.2.1 Analyse de la membrane synoviale

A partir des images obtenues par la technique LIBS, on a constaté qu'au niveau de la membrane synoviale on trouve deux minéraux dans des quantités importantes : du magnésium (Mg) et du calcium (Ca) (Figure III-21). Ces deux minéraux se trouvent dans des quantités plus abondantes dans le corps humain et elles sont associées aux os et aux cellules qui constituent les tissus et les organes. A part le magnésium et le calcium, d'autres minéraux, dans des quantités beaucoup plus faibles, ont été identifiées au niveau de la membrane synoviale : du fer (Fe), du nickel (Ni) et du chrome (Cr). La présence de ces oligo-éléments est tout à fait normale au niveau de ce type de tissu. Il n'y a pas d'anomalies de composition au niveau de la membrane qui pourrait indiquer la présence de corps étranger comme des particules d'usure.



Figure III-21 Images qui illustrent la composition chimique élémentaire de la membrane synoviale obtenues par LIBS.



Les éléments chimiques identifiés sont : a) Mg en gris, Cr en rouge, Ni en vert, Ca en magenta ; b) Mg en gri et Fe en magenta ;

3.3.2.2 Analyse tissus osseux

Au niveau des tissus osseux qui a été en contact avec l'implant fémoral en CoCr, les éléments suivants ont été détectés : Mg, Ca, Ni, Cr, Fe, Al et Cu. La présence des minéraux tels que le Mg, le Ca et le Fe est toute a fait normal au niveau des tissus osseux. En revanche, les éléments tels que le Cr, le Ni, l'Al et le Cu peuvent indiquer la présence de débris métalliques qui proviennent de l'implant fémoral.

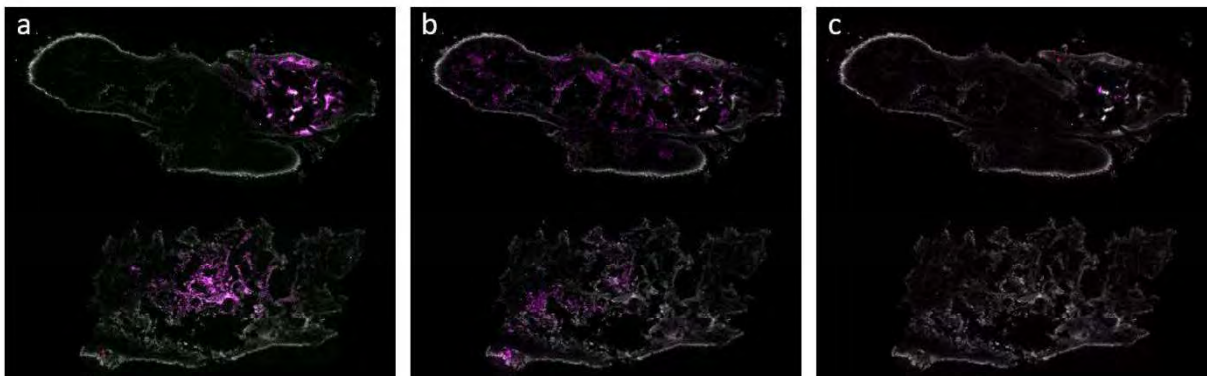


Figure III-22 Images LIBS qui illustrent la composition chimique élémentaire d'os en contact avec le métal en CoCr. Les éléments chimiques identifiés sont : a) Mg en gris, Cr en rouge, Ni en vert et Ca en magenta; b) Mg en gris et Fe en magenta ; c) Mg en gris, Al en rouge et Cu en magenta

3.4 Reconstitution et schématisation de la vie du contact

Les analyses individuelles et croisées des différents moyens de mesure et d'observation ont permis d'apporter les informations nécessaires à l'évaluation des débits de 3ème corps, à l'identification des mécanismes d'accommodation de vitesse ainsi qu'à la reconstitution de la vie du contact. Pour mener à bien la reconstitution, il est désormais nécessaire de « croiser » toutes les informations, comme indiqué dans le Tableau III-2.

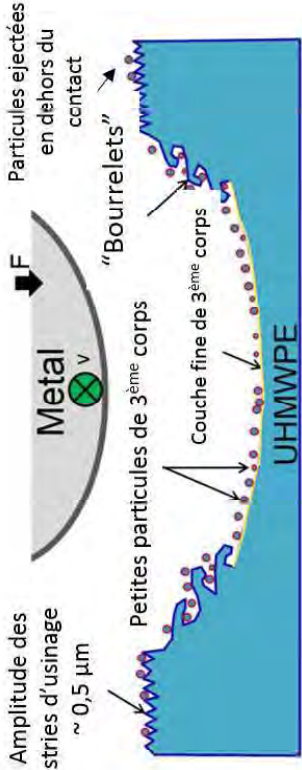
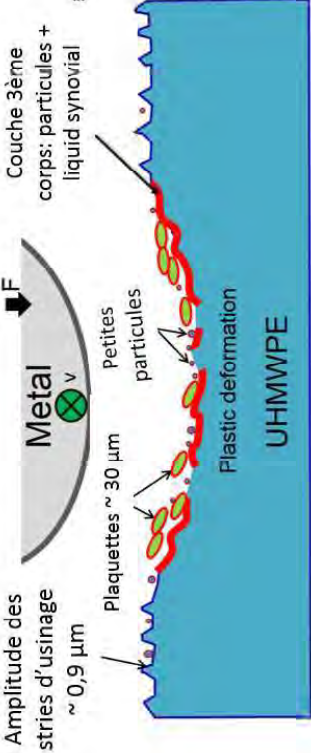
Débits de 3 ^{ème} corps	Schémas de contact Vue en coupe				Mécanismes d'accommodation des vitesses		
	Q_s	Q_i	Q_w	Q_p^1	Q_p^3	Site	Mode
	+++++	+++++	++	+++	+		
Explant à 7 ans de recul							S_5 M_2 S_5 M_3 S_3 M_3
	+	+++++	+	+++++	+++		
Explant à 11 ans de recul							S_5 M_3 S_4 M_3 S_3 M_3

Tableau III-2 Scénarios de la vie de contact de deux explants PUC: évaluation qualitative des débits de 3^{ème} corps, schémas de contact en vue de côté et identification des principaux mécanismes d'accommodation de vitesse. La quantification par « + » est comparative entre les deux explants

Le Tableau III-2 présente les évaluations qualitatives des débits et les mécanismes d'accommodation des vitesses identifiées au niveau de deux explants de genou. L'évaluation des débits est qualitative car elle est basée de manière prépondérante sur l'observation. Les analyses et les observations de surface réalisées ont permis l'évaluation du débit source (Q_s), du débit interne (Q_i), du débit d'usure (Q_w) et du débit plastique (Q_p). Le débit plastique a été dissocié dans le débit plastique du 1^{er} corps (Q_p^1) et le débit plastique du 3^{ème} corps (Q_p^3). Malgré notre démarche d'expertise tribologique, il y a certains débits pour lesquelles l'évaluation quantitative n'a pas été possible. Cela est principalement dû à l'ouverture de contact. Les débits qui n'ont pas été évalués sont le débit de recirculation (Q_r) et le débit externe (Q_e). Aussi, il y a le débit source externe (Q_{es}), le liquide synovial, qui n'a pas été évalué car il est difficile d'estimer sa quantité dans le contact. Le liquide synovial est synthétisé par la membrane synoviale dans des quantités plus ou moins élevées en fonction de chaque patient.

Concernant les mécanismes d'accommodation de vitesse, lorsque le contact est caractérisé par plusieurs mécanismes d'accommodation de vitesse (S_iM_j), le mécanisme principal est écrit en gras. De plus, des schémas de vue de côté ont été associés pour chaque explant.

L'expertise tribologique a mis en évidence des comportements tribologiques différents au niveau de deux explants de genou étudiés. La première étape dans la reconstitution de la vie de contact de deux explants est l'identification et l'évaluation des débits de 3^{ème} corps. Ainsi, au niveau de Q_s , il est beaucoup plus important pour la PUC à 7 ans de recul par rapport à la PUC à 11 ans de recul. Le Q_i a été important dans les deux cas mais la morphologie et la composition du 3^{ème} corps est très différente. En ce qui concerne le Q_w , il se trouve en quantités plus élevées au niveau de l'explant à 7 ans de recul par rapport à l'explant à 11 ans de recul. Les observations microscopiques ont mise en évidence une déformation plastique dans les deux cas mais Q_p^1 est plus élevé au niveau de l'UHMWPE à 11 ans de recul où toute la zone endommagée au niveau d'UHMWPE est soumise à une déformation plastique. Le Q_p^3 est également plus important pour l'explant à 11 ans de recul par rapport au Q_p^3 au niveau de l'explant à 7 ans de recul.

Comme on a pu le constater suite aux analyses ESEM et AFM, la topographie de la zone hors contact est très différente au niveau de deux implants tibiaux en UHMWPE ce qui peut influencer le détachement des particules et qui peut aussi conduire à des modes d'usure différents. Dans le cas de l'implant tibial à 7 ans de recul les stries d'usure ont une amplitude d'environ 0.5 μm et une longueur d'onde de 5 μm . Toutefois, l'amplitude des stries d'usure pour l'implant tibial à 11 ans de recul est de 0,9 μm et la longueur d'onde plus élevée, atteignant la valeur de 15 μm . On considère que ces paramètres de rugosité jouent un rôle important dans le comportement tribologique des implants car ils peuvent influencer le piégeage des molécules de liquide synovial en influençant ainsi les mécanismes d'accommodation de vitesse. En ce qui concerne les zones endommagées, il n'a pas été possible d'analyser leur topographie par AFM mais on sait certainement que la topographie initiale a changé pendant le frottement, la surface devenant plus lisse, comme il a été montré dans des études antérieures [6], [7].

Par conséquent, en périphérie de la zone endommagée de l'implant tibial à 7 ans de recul, un écoulement de la matière Q_p^1 a été mis en évidence avec la formation de « bourrelets » ou ripples-like structures parallèles à la direction de frottement. En termes d'accommodation de vitesses, cela s'est réalisé « dans » la surface de l'implant tibial en UHMWPE (S_5) et obtenue grâce à l'écoulement de matière (M_3) avec formation de « bourrelets ». Outre l'écoulement de matière, d'autres caractéristiques de surface ont été observées au niveau de la zone endommagée tels que

la présence d'une couche fine et plastifiée de 3^{ème} corps mais aussi des petites particules pulvérulentes de 3^{ème} corps (Qi). Il est remarquable que des stries d'usinage régulières soient toujours visibles hors la zone de contact. Dans ce cas-là, notre hypothèse est que pendant le frottement *in vivo*, les stries d'usinage sont étirées jusqu'à l'étalement, tout en formant une couche fine et uniforme de 3^{ème} corps (S3M3). Tôt ou tard cette couche sera étirée à son tour jusqu'au moment où de petites particules d'UHMWPE seront détachées. Dans ce cas l'accommodation de vitesse se réalise par détachement des particules fines (M2) dans la surface de l'implant tibial en UHMWPE (S5). Les particules générées glissent dans le contact, le mécanisme d'accommodation de vitesse caractéristique étant le S3M3. Des petites particules peuvent aussi être identifiées à la périphérie de la zone endommagée, piégées entre les « bourrelets », un peu sur toute la surface de la zone endommagée mais aussi à l'extérieur de la zone endommagée ce qui définit le Qw.

Les analyses de surface de l'implant en UHMWPE à 11 ans de recul ont mis en évidence une plastification de toute la zone de contact. À la périphérie de la zone endommagée on peut facilement observer un étalement des stries d'usinage qui progressent vers le centre de la zone endommagée (S5M3). Suite à des observations ESEM à l'extérieur de contact, des stries d'usinage bien régulières ont été identifiées. Comme dans le cas de l'implant tibial en UHMWPE à 7 ans de recul, lors du frottement *in vivo*, les stries d'usinage ont été tirées jusqu'au détachement de petites particules d'UHMWPE (Qs). Ainsi, l'accommodation de vitesse s'est effectuée par glissement (M3) au niveau de la surface d'UHMWPE (S5). Contrairement à l'explant à 7 ans de recul, les petites particules d'usure générées (Qi) se sont mélangées avec le liquide synovial (Qes) en formant une couche discontinue de 3^{ème} corps. Cette couche de 3^{ème} corps, d'une épaisseur plus importante par rapport à la couche identifiée sur la surface d'UHMWPE à 7 ans de recul, accommode les vitesses à l'intérieur de contact (S3M3). Mais, puisque le liquide synovial est synthétisé il peut contribuer à la fragmentation de cette couche en formant des plaquettes (S4M3) qui favorise le frottement et le faible taux d'usure. Des petites particules d'UHMWPE peuvent être aussi aperçues dans la zone endommagée (Qi) et à l'extérieur de cette zone (Qw), les quantités restant plus faible comparés à l'implant UHMWPE à 7 ans de recul.

3.5 Synthèse et Discussions : origine du comportement tribologique

La thèse a débuté par l'implémentation d'une méthodologie d'expertise tribologique, originale, qui a permis la reconstitution globale de la vie du contact au niveau des explants. C'est une démarche expérimentale qui consiste à utiliser des outils tribologiques tels que le circuit tribologique et les mécanismes d'accommodation de vitesse pour répondre à l'une des questions scientifiques le plus importante dans le domaine de l'orthopédie de genou : quelle optimisation afin d'en diminuer l'usure de l'implant en UHMWPE ? Pour répondre à la question il faut tout d'abord comprendre la lubrification de ces implants, identifier les facteurs et les paramètres qui conduisent à des comportements tribologiques défavorables pour le bon fonctionnement des implants, qui entraîne une installation des phénomènes d'endommagement qui vont diminuer la durée de vie de ces implants.

La méthodologie mise en place au cours de cette thèse a permis la reconstitution partielle de la vie de contact des explants. Elle est partielle car il y a des éléments (Qes, Qr, Qe) qui n'ont pas pu être identifiés et évalués et cela est principalement dû à l'ouverture du contact qui était inévitable.

Même si c'est une reconstitution partielle, les éléments identifiés et évalués représentent des éléments clé pour l'étude en cause.

L'originalité de cette étude est la reconstitution de la vie de contact des implants de genou à partir des discontinuités de 3^{ème} corps, les particules d'UHMWPE et le liquide synovial. Les implants de genou ne peuvent pas être décrits par des mécanismes de lubrification classiques (équations de lubrification hydrodynamique) et par des modes d'usure. En conséquence, une réflexion au niveau de l'utilisation des outils tribologiques comme le circuit tribologique et les mécanismes d'accommodation de vitesse a été envisagée. Cette nouvelle approche conduit vers une compréhension approfondie des phénomènes tribologiques qui peuvent avoir lieu dans la zone contact de prothèses de genou. L'étude a débuté par l'expertise de deux explants de genou avec des durées de vie *in vivo* différentes, de 7 ans respectivement de 11 ans. L'expertise tribologique effectuée a révélé deux comportements tribologiques *in vivo* différents conduisant à des mécanismes d'usure différents et caractérisés par des mécanismes d'accommodation des vitesses aussi différents.

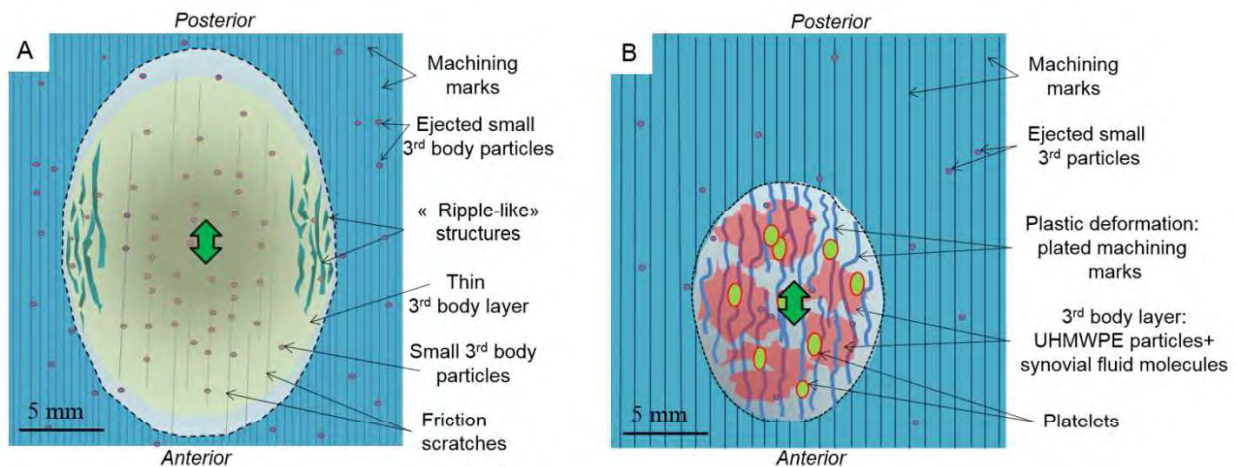


Figure III-23 Vue de dessus de la surface de la zone endommagée au niveau de l'implant en UHMWPE A) à 7 ans de recul et B) à 11 ans de recul

Reconstitution de la vie du contact de l'implant à 7 ans de recul

Au niveau de l'implant de genou à 7 ans de recul un écoulement de matière (Q^1_p) a été mis en évidence surtout à la périphérie de la zone endommagée avec une formation des « bourrelets ». Au centre de la zone endommagée une couche plastifiée, fine et uniforme de 3^{ème} corps mais aussi des particules très fines d'UHMWPE (Q_i) a été identifiée. Cette couche de 3^{ème} corps a été formée pendant le frottement *in vivo* à partir des pics des stries d'usinage qui ont été étirées et étalées sur la surface. À son tour, cette troisième couche de corps a été étirée jusqu'à ce que de petites particules d'UHMWPE aient été détachées. Les particules détachées ont glissé dans le contact, ont été piégées entre les « bourrelets » ou se sont échappées du contact (Q_w). Les mécanismes d'accommodation de vitesse identifiés sont S5M3, S3M3 et S5M2. La coexistence de ces trois mécanismes conduit à des faibles performances tribologiques des implants avec une usure de type abrasive/adhésive, un taux d'usure de $20 \text{ mm}^3/\text{an}$ et une pénétration linéaire de $0,16 \text{ mm}/\text{an}$.

Reconstitution de la vie du contact de l'implant à 11 ans de recul

Dans le cas de l'explant à 11 ans de recul, une plastification de toute la surface de la zone en contact a été mise en évidence avec un étalement des stries d'usinage. A l'échelle plus petite, une couche discontinue de 3^{ème} corps a été identifiée. Malgré l'impossibilité de calculer l'épaisseur de

cette couche, elle semble plus épaisse par rapport à la couche de 3^{ème} corps identifiée au niveau du plateau tibial en UHMWPE à 7 ans de recul. Concernant le scénario de la formation de cette couche, pendant le frottement *in vivo* les stries d'usinage ont été étirées ainsi que des petites particules de polyéthylène se sont détachées. Contrairement à l'implant tibial à 7 ans de recul, dans ce cas-là, les petites particules d'usure (Qi) se sont mélangées avec le liquide synovial (Qes) en formant une mixture. Cette mixture s'est étalée sur la surface de polyéthylène en formant la couche épaisse de 3^{ème} corps. Le rôle de cette couche est d'accommoder les vitesses à l'intérieur du contact. Mais, cette couche semble être fragmentée pendant le frottement, ce qui permet la formation des plaquettes ou des particules larges de l'ordre de 20 µm. Le rôle de ces plaquettes est d'accommoder les vitesses à l'intérieur du contact tout en favorisant un faible taux d'usure. Les mécanismes d'accommodation de vitesse identifiées dans le contact sont : S5M3, S3M3 et S4M3. La coexistence de ces trois principaux mécanismes conduit à des performances tribologiques bien supérieures à l'implant à 7 ans de recul, un taux d'usure dix fois plus faible et une pénétration linéaire de 0,03 mm/an. A noter que l'usure de l'implant tibial à 11 ans de recul peut être encore plus faible que la valeur mesurée si on considère l'endommagement de la surface par déformation plastique.

Origine des comportements tribologiques

Les différences de comportement tribologique de deux explants peuvent être liées à des facteurs dépendants des patients tels que l'interaction du liquide synovial avec les surfaces en contact ou à des facteurs dépendants de processus d'usinage comme la topographie de surface d'UHMWPE par rapport à la taille de l'implant de genou (taille 1 versus taille 3). Les différences peuvent aussi être liées à l'effet produit par la taille de l'implant en UHMWPE et le poids de la patiente. Par rapport à l'implant tibial à 7 ans de recul qui est blanc et brillant, la visualisation macroscopique de l'implant tibial à 11 ans de recul met en évidence une décoloration jaunâtre. Ce changement de couleur peut être dû à l'adsorption des protéines et des phospholipides ou bien aussi être dû à l'effet thermique suite à la stérilisation par autoclavage. Pour tester la dernière hypothèse, celle de l'effet thermique qui entraîne une décoloration du polyéthylène, un implant tibial neuf a été analysé avant et après stérilisation par autoclavage. Il est remarquable qu'il n'y a aucun changement au niveau de la couleur de l'implant mais plutôt au niveau de sa brillance. Ainsi, un aspect mat de la surface a été constaté. Aussi, une couche a été observée au niveau de la surface du polymère. Elle est à l'origine de la vapeur d'eau chaude présents lors du processus de stérilisation. Mais comparé à la couche de 3^{ème} corps identifiée au niveau de l'implant à 11 ans de recul, cette couche « d'autoclavage » n'a pas la même morphologie et le même aspect. Les stries d'usinage ont maintenu leur amplitude initiale, en revanche, elles sont devenues plus lisses après le processus de stérilisation en relevant l'occurrence de la fusion. Au niveau de la décoloration de l'implant, on peut donc conclure qu'elle est plutôt l'effet d'adsorption de molécules telles que les protéines et les phospholipides du liquide synovial. L'adsorption de ces molécules peut expliquer les bonnes performances tribologique de l'implant en UHMWPE à 11 ans de recul, une conclusion tirée aussi par des études précédentes [8]–[11]. Mais malgré le fait qu'il a été démontré que le processus de stérilisation par autoclave n'est pas à l'origine de la décoloration de l'implant en UHMWPE, un protocole de stérilisation « non destructif » doit être privilégié dans le cas des explants qui font l'objet des études tribologiques.

Les analyses microscopiques des implants en UHMWPE, dans les zones hors contact, ont mis en évidence l'existence des stries d'usinage mais leur morphologie est très différente d'un implant à l'autre. En sachant que les explants proviennent du même fabricant et que leur processus

d'usinage a été le même, on peut conclure que la différence vient de la taille (taille 1 pour l'implant tibial à 7 ans de recul et 3 pour l'implant tibial à 11 ans de recul). Donc, la morphologie de surface peut jouer au niveau des mécanismes d'accommodation de vitesse et conduire à des performances tribologiques totalement différentes.

Estimation de la pression de contact

Comme il a été déjà montré dans une étude antérieure [12], l'effet combiné entre la taille de l'implant et le poids de la patiente peut influencer les performances tribologiques des implants de genou. Si on prend en considération le fait que le patient A pèse 76 kg et il est porteur d'un implant tibial de taille 1 et que le patient B pèse 70 kg et il est porteur d'un implant tibial de taille 3, le comportement tribologique de ces implants est aussi causé par les différentes aires de contact au niveau des surfaces articulaires, implicitement par différentes pressions de contact. La surface de contact au niveau de l'implant à 7 ans de recul a été plus petite comparée à la surface de contact de l'implant à 11 ans de recul, ce qui signifie aussi que la pression de contact est plus élevée. En utilisant la théorie du contact de Hertz, contact sphère-plan, la pression de contact a été estimée (Figure III-24) (voir Annexe 3).

A préciser que l'estimation de la pression de contact a été réalisée en prenant en considération les paramètres au moment de l'implantation, le jour 1. Il n'a pas été possible d'estimer l'évolution de la pression de contact pendant la durée de fonctionnement *in vivo* et avec l'évolution de la géométrie de la zone du contact de l'implant UHMWPE (zone qui est devenue convexe donc un contact sphère -coupe). En revanche, la pression de contact à la fin du fonctionnement *in vivo* des implants a pu être calculée à partir des mesures de profilométrie effectuées au niveau de la zone endommagée (« la cuvette » dans l'UHMWPE) (voir calculs dans l'Annexe 3).

Tout d'abord, les forces normales (forces fémoro-tibiales) ont été estimées. Des études ont montré que la force fémoro-tibiale est de 1,8 fois le poids du corps (BW) à 4 BW lors d'une marche normale [13]–[18]. Ainsi, les forces fémoro-tibiales au niveau du genou de la patiente A ont été estimées à 1340– 2979 N tandis que les forces normales au niveau du genou de la patiente B ont été estimées à 1235 – 2740 N. Concernant la répartition des forces au niveau des deux compartiments, latéral et médial, une analyse de l'axe mécanique du membre inférieur a été réalisée dans le cas de deux patients. L'analyse a été réalisée à partir des radiographies prises avant explantation (voir Figure III-3). L'axe mécanique du membre inférieur concerné unit le centre de la hanche au sommet de l'articulation de la cheville (tibio-talienne) en traversant le genou légèrement médialement par rapport au centre du genou, à peu près au niveau de l'épine tibiale médiale. Mais, pour l'estimation de la pression de contact au niveau de la prothèse, il a été considéré que les forces fémoro-tibiales ont été réparties symétriquement dans les deux compartiments latéral et médial, malgré le fait que l'axe mécanique traverse le genou légèrement médialement. En même temps, il y a des études qui ont montré que les forces et les pressions de contact au niveau du compartiment médial peuvent être plus importantes [15], [19]. Contrairement à ces études, il y a des études qui suggèrent que lorsque les implants de genou sont parfaitement alignés, les charges transmises par l'axe mécanique sont réparties équitablement entre les deux compartiments de genou [20].

Ainsi, dans le cas de l'implant à 7 ans de recul les forces fémoro-tibiales lors d'un cycle de marche normal ont été estimées de 670N à 1490N tandis que dans le cas de l'implant à 11 ans de

recul les forces fémoro-tibiales ont été estimées de 617N à 1370N. Ces valeurs de force normale ont été ainsi utilisées pour l'estimation de la pression.

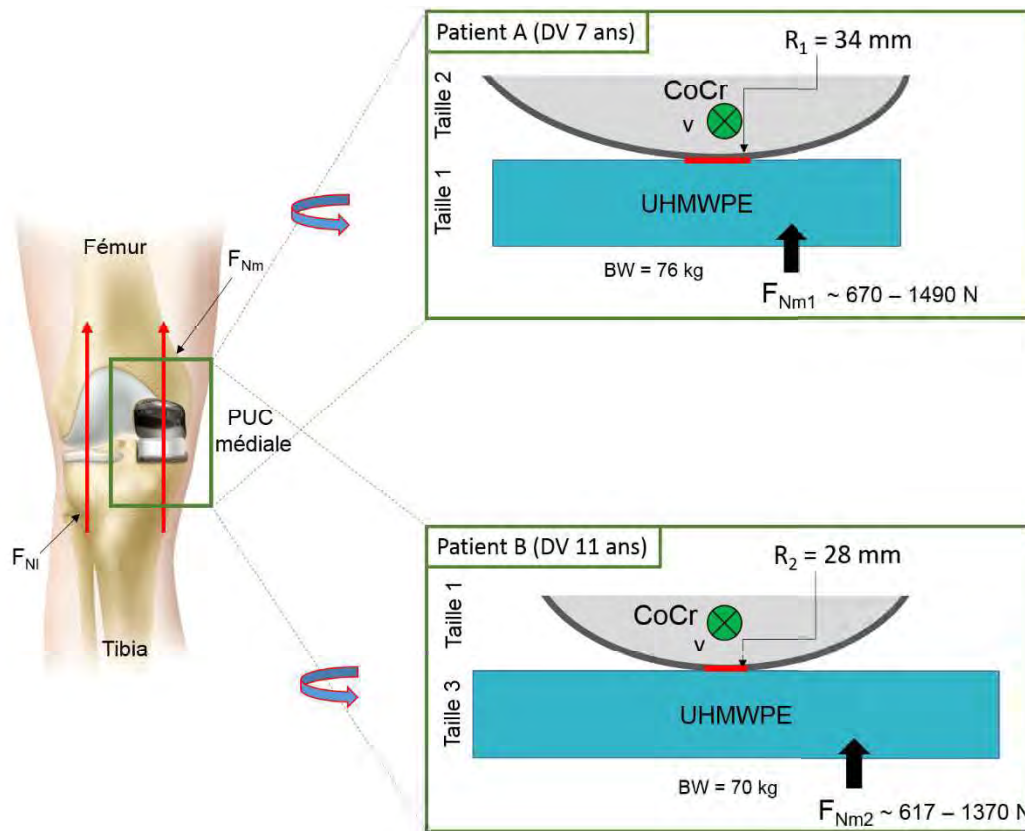


Figure III-24 Schématisation du contact au début du fonctionnement *in vivo*, en vue latérale en fonction du rayon de courbure de l'implant fémoral et en fonction de la force normale. Le trait rouge schématise l'aire initiale du contact (jour 1 de l'implantation). F_{Nl} représente la force normale dans le compartiment latéral et F_{Nm} représente la force normale dans le compartiment médial.

En tenant compte de certains paramètres comme la géométrie du contact, le rayon de courbure de l'implant fémoral (les R_1 et R_2), du module d'élasticité et de la force normale, les pressions de contact ont été estimées. Ainsi, au moment de l'implantation (le jour 1 de fonctionnement *in vivo* des implants) la pression de contact au niveau de l'implant de la patiente A (à 7 ans de recul) a été estimée entre 45-60 MPa, tandis que la pression de contact au niveau de l'implant de la patiente B (à 11 ans de recul) a été estimée entre 50-65 MPa. Il y a peu d'étude au niveau de la pression de contact dans le cas des prothèses unicompartmentales de genou avec l'implant tibial en UHMWPE plane. Comparées à ces études, les valeurs initiales des pressions de contact, dans le cas de deux patients, sont 2 ou 3 fois plus élevées [21].

Mais le but de l'estimation est plutôt de comparer les pressions de contact entre les deux patients. Ainsi, il n'y a pas une grande différence entre la pression de contact pour l'implant à 7 ans, comparée à l'implant à 11 ans de recul. Au départ, l'aire du contact dans le cas de l'implant à 7 ans de recul peut être un peu plus importante par rapport à l'aire du contact dans le cas de l'implant à 11 ans de recul. Étant donné que les forces fémoro-tibiales sont plus élevées au niveau de l'implant à 7 ans de recul, au final, les pressions de contact initiales au niveau de deux explants ont des valeurs presque similaires. Donc, les différentes performances tribologiques qui caractérisent les deux explants, spécialement les différences au niveau des taux d'usure et de la

pénétration linéaire, ne peuvent pas vraiment être expliquées par une différence de pression de contact initiale, mais par d'autres facteurs tels que l'usinage (différences nombre de lot) ou les caractéristiques du liquide synovial.

Ensuite, les valeurs de pression de contact ont été estimées à la fin de la durée de vie *in vivo* des implants en tenant compte de la modification de la géométrie de contact qui est passée du sphère-plan (Figure III-24) à sphère-cup (Figure III-25).

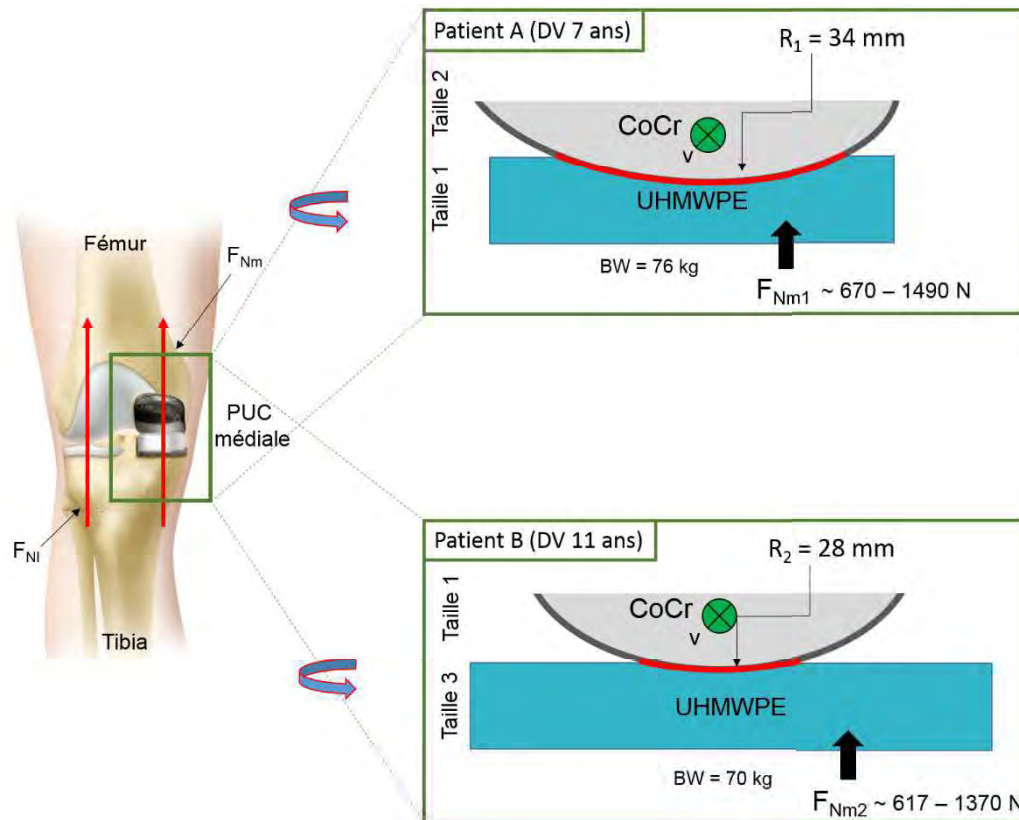


Figure III-25 Schématisation du contact à la fin du fonctionnement *in vivo*, en vue latérale en fonction du rayon de courbure de l'implant fémoral et en fonction de la force normale. Le trait rouge schématise l'aire du contact au moment de l'explantation.

Une diminution de la pression de contact a été observée du moment de l'implantation jusqu'à la fin de la durée de vie pour les deux explants de genou. Pour l'implant à 7 ans de recul, les pressions de contact ont diminuée jusqu'à 2 fois en atteignant des valeurs entre 24 et 31 MPa. En revanche, au niveau de l'implant de genou à 11 ans de recul, une diminution moins importante a eu lieu, les valeurs des pressions de contact estimées variant du 36 MPa au 47 MPa. Les valeurs de pression de contact obtenues à la fin de la durée de vie des implants sont similaires à celles obtenues dans la littérature [19], [22]. On remarque que des valeurs plus importantes de pression ont été évaluées pour l'implant avec un taux d'usure plus faible (UHMWPE à 11 ans de recul) et des valeurs moins importantes des pressions de contact ont été évaluées dans le cas de l'implant qui indique un taux d'usure plus élevé (UHMWPE à 7 ans de recul). Donc, les taux d'usure plus élevées ne se traduisent pas nécessairement par des valeurs élevées des pressions de contact. Les performances tribologiques des deux implants de genou ne sont pas liées à la pression du contact. D'autres paramètres sont susceptibles d'influencer la durée de vie des implants de genou, plutôt liés à l'usinage, à la lubrification, à l'interaction du lubrifiant avec la surface, au 3^{ème} corps et/ou aux débris.

3.6 Conclusions préliminaires

L'approche du triplet tribologique, du 3^{ème} corps, du circuit tribologique et des mécanismes d'accommodation de vitesses permet d'avoir une démarche pluridisciplinaire adaptable à tout type de contact. Cette approche a été appliquée au niveau des implants de genou CoCr-UHMWPE car c'est une approche complète qui considère le contact représenté par les implants fémoraux et tibiaux mais aussi le mécanisme représenté par les muscles et ligaments. De plus, la description en débit oblige l'adoption d'un point de vue dynamique lors de l'étude et de l'analyse. Couplé aux mécanismes d'accommodation de vitesses, le point de vue dynamique n'exclut pas le caractère statique pouvant intervenir dans certains cas.

Un résultat très important obtenu lors de l'expertise tribologique des deux explants est l'identification d'une couche de 3^{ème} corps qui joue un rôle clé dans la lubrification des implants car il influence les mécanismes d'accommodation de vitesses responsables de taux d'usure identifiés au niveau des implants tibiaux en UHMWPE. Une couche de 3^{ème} constituée par du liquide synovial et des particules d'UHMWPE est à la base d'un faible taux d'usure tandis qu'une couche de 3^{ème} corps fine et plastifiée est à la base d'un fort taux d'usure.

L'origine des comportements tribologiques identifiés au niveau des deux explants peut être liée :

- à l'usinage – qui peut piéger plus ou moins de lubrifiant et favoriser une bio lubrification plus hydrodynamique;
- à la lubrification – en fonction de la qualité du liquide synovial (plus ou moins pathologique) une adsorption des protéines ou phospholipides peut avoir lieu au niveau des surfaces en favorisant le frottement et en diminuant l'usure même dans le cas d'un usinage qui ne favorise pas la lubrification hydrodynamique.

Mais les différences majeures entre les deux comportements tribologiques ne peuvent pas être expliquées que par l'expertise des premiers corps. Une limitation de cette étude est l'analyse de la composition et de la structure du liquide synovial. Cela n'a pas été possible due aux faibles quantités de liquide synovial présentes dans l'articulation.

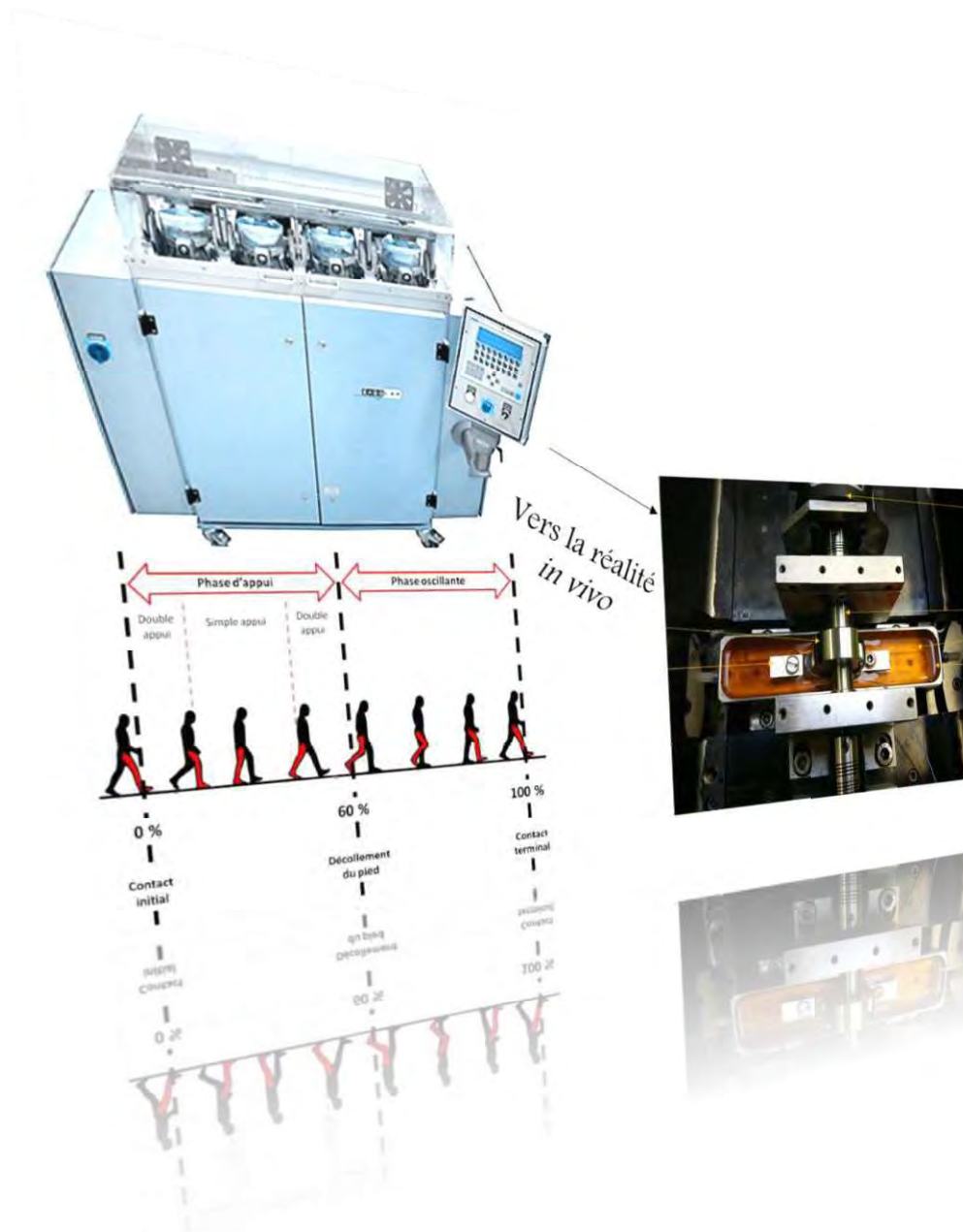
Ainsi, pour apporter plus des réponses au niveau de la lubrification *in vivo* des implants de genou, les deux paramètres, l'usinage et les caractéristiques du liquide synovial feront chacun l'objet d'un chapitre dans la suite du manuscrit de thèse.

3.7 Bibliographie

- [1] S. M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Elsevier LTD, Oxford, 2009.
- [2] W. F. Heinz and J. H. Hoh, 'Spatially resolved force spectroscopy of biological surfaces using the atomic force microscope', *Trends Biotechnol.*, vol. 17, no. 4, pp. 143–150, Apr. 1999.
- [3] L. Costa, P. Bracco, E. B. del Prever, M. P. Luda, and L. Trossarelli, 'Analysis of products diffused into UHMWPE prosthetic components in vivo', *Biomaterials*, vol. 22, no. 4, pp. 307–315, Feb. 2001.
- [4] A. R. Marcondes *et al.*, 'Improvements of ultra-high molecular weight polyethylene mechanical properties by nitrogen plasma immersion ion implantation', *Braz. J. Phys.*, vol. 34, no. 4b, pp. 1667–1672, Dec. 2004.
- [5] R. W. Hood, T. M. Wright, and A. H. Burstein, 'Retrieval analysis of total knee prostheses: A method and its application to 48 total condylar prostheses', *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 17, no. 5, pp. 829–842, Sep. 1983.
- [6] J. R. Cooper, D. Dowson, and J. Fisher, 'Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene', *Wear*, vol. 162–164, pp. 378–384, Apr. 1993.
- [7] J. L. Hailey, J. Fisher, D. Dowson, S. A. Sampath, R. Johnson, and M. Elloy, 'A tribological study of a series of retrieved Accord knee explants', *Med. Eng. Phys.*, vol. 16, no. 3, pp. 223–228, May 1994.
- [8] V. Saikko, 'Effect of Lubricant Protein Concentration on the Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Sliding Against a CoCr Counterface', *J. Tribol.*, vol. 125, no. 3, p. 638, 2003.
- [9] A. P. Serro, M. P. Gispert, M. C. L. Martins, P. Brogueira, R. Colaço, and B. Saramago, 'Adsorption of albumin on prosthetic materials: Implication for tribological behavior', *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 78A, no. 3, pp. 581–589, 2006.
- [10] D. Mazzucco and M. Spector, 'The John Charnley Award Paper: The Role of Joint Fluid in the Tribology of Total Joint Arthroplasty', *Clin. Orthop.*, vol. 429, pp. 17–32, Dec. 2004.
- [11] L. R. Gale, Y. Chen, B. A. Hills, and R. Crawford, 'Boundary lubrication of joints: Characterization of surface-active phospholipids found on retrieved implants', *Acta Orthop.*, vol. 78, no. 3, pp. 309–314, Jan. 2007.
- [12] S. Battaglia, P. Taddei, S. Tozzi, A. Sudanese, and S. Affatato, 'Toward the interpretation of the combined effect of size and body weight on the tribological performance of total knee prostheses', *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 6, pp. 1183–1190, Feb. 2014.
- [13] D. E. Hardt, 'Determining Muscle Forces in the Leg During Normal Human Walking—An Application and Evaluation of Optimization Methods', *J. Biomech. Eng.*, vol. 100, no. 2, p. 72, 1978.
- [14] W. R. Taylor, M. O. Heller, G. Bergmann, and G. N. Duda, 'Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing', *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 3, pp. 625–632, May 2004.
- [15] D. Kumar, K. T. Manal, and K. S. Rudolph, 'Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis', *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 21, no. 2, pp. 298–305, Feb. 2013.
- [16] D. D. D'Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin, and C. W. Colwell, 'Tibial Forces Measured In Vivo After Total Knee Arthroplasty', *J. Arthroplasty*, vol. 21, no. 2, pp. 255–262, Feb. 2006.

- [17] J. P. Paul, ‘Paper 8: Forces Transmitted by Joints in the Human Body’, *Proc. Inst. Mech. Eng. Conf. Proc.*, vol. 181, no. 10, pp. 8–15, Jun. 1966.
- [18] I. Kutzner *et al.*, ‘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, Aug. 2010.
- [19] D. D. D’Lima, N. Steklov, B. J. Fregly, S. A. Banks, and C. W. Colwell, ‘In vivo contact stresses during activities of daily living after knee arthroplasty’, *J. Orthop. Res.*, vol. 26, no. 12, pp. 1549–1555, Dec. 2008.
- [20] H. Bächli, L. Perlick, M. Tingart, C. Lürling, D. Zurakowski, and J. Grifka, ‘Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique’, *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 86, no. 5, pp. 682–687, Jul. 2004.
- [21] D. J. van den Heever, C. Scheffer, P. Erasmus, and E. Dillon, ‘Contact stresses in a patient-specific unicompartmental knee replacement’, *Clin. Biomech.*, vol. 26, no. 2, pp. 159–166, Feb. 2011.
- [22] N. Steklov, J. Slamin, S. Srivastav, and D. D’Lima, ‘Unicompartmental Knee Resurfacing: Enlarged Tibio-Femoral Contact Area and Reduced Contact Stress Using Novel Patient-Derived Geometries’, *Open Biomed. Eng. J.*, vol. 4, no. 1, pp. 85–92, Mar. 2010.

Partie IV : Etudes ex vivo - rôle du lubrifiant et du mécanisme



Partie IV : Etudes ex vivo - rôle du lubrifiant et du mécanisme.....	91
1.1. Analyse critique de l'évaluation de la durée de vie des « matériaux » des implants articulaire conformément aux normes ISO	94
1.1.1. Méthodologie ISO 14243-1.....	94
1.1.2. Les « POUR »	95
1.1.3. Les « CONTRE »	97
1.2. Analyse tribologique des implants issus des simulateurs de genou industriels.....	99
1.3. Optimisations par rapport aux normes ISO.....	101
1.3.1. Optimisation du lubrifiant.....	102
1.3.1.1. Fabrication des lubrifiants biomimétiques.....	103
1.3.1.1.1. Le lubrifiant biomimétique type Sérum+.....	103
1.3.1.1.2. Liquide synovial biomimétique type Gel-IN.....	104
1.3.1.2. Vérification de la structure des lubrifiants.....	105
1.3.1.3. Validation des lubrifiants biomimétiques.....	106
1.3.1.4. Essais de frottement sur bio-tribomètre.....	106
1.3.1.4.1. Dispositif et les conditions d'essai.....	106
1.3.1.4.2. Frottement à sec.....	108
1.3.1.4.3. Frottement en présence de sérum de veau....	112
1.3.1.4.4. Frottement Sérum+.....	116
1.3.1.4.5. Frottement Gel-IN.....	121
1.3.1.4.6. Synthèse des résultats et discussions.....	127
1.3.1.5. Essais de frottement sur simulateur de frottement...	127
1.3.1.5.1. Le dispositif et les conditions d'essai.....	127
1.3.1.5.2. Frottement en présence de sérum de veau....	129
1.3.1.5.3. Frottement Sérum+.....	131
1.3.1.5.4. Frottement Gel-IN.....	133
1.3.1.5.5. Synthèse des résultats et Discussions.....	135
1.3.1.6. Conclusions préliminaires.....	138
1.3.2. Optimisation du Mécanisme.....	140
1.3.2.1. Dispositif expérimental et conditions d'essai.....	140
1.3.2.2. Résultats.....	141
1.3.2.3. Méthodologie d'analyse des surfaces frottées.....	143
1.3.2.3.1. Analyse post frottement de la surface de UHMWPE.....	144
1.3.2.3.2. Analyse Post Frottement de la Surface de CoCr.....	150
1.3.2.4. Reconstitution de la vie de contact.....	153
1.3.2.5. Conclusions préliminaires.....	155
1.4. Bibliographie.....	156

Avant toute commercialisation, des évaluations de la durée de vie des « matériaux » des implants articulaires doivent être réalisées. Pour cela, des dispositifs tels que des simulateurs de marche et des tribomètres sont souvent utilisés. Coté fabricant des implants, ces évaluations se réalisent conformément aux normes ISO. Mais, souvent il y a des incohérences entre les résultats obtenus *ex vivo* et les résultats *in vivo* et cela est dû principalement aux conditions de test *ex vivo* qui ne sont pas réalistes du point de vue des paramètres mécaniques et physicochimiques du lubrifiant. Donc, dans un premier temps, ce chapitre fera l'objet d'une analyse des conditions et des paramètres qui interviennent dans l'évaluation de la durée de vie des matériaux. Ensuite, pour mieux expliquer les comportements tribologiques *in vivo*, des études *ex vivo* en utilisant des paramètres optimisés ont été réalisées. **Une optimisation très importante concerne le lubrifiant.** Cela consiste à utiliser des techniques biomimétiques afin de fabriquer un lubrifiant ayant une structure et une composition plus réaliste comparée à celles utilisées dans les tests standard. La validation du lubrifiant biomimétique s'est réalisée en utilisant un bio-tribomètre qui permet l'analyse *in situ* du lubrifiant par microscopie confocale à fluorescence grâce à l'utilisation d'un 1^{er} corps en verre qui frotte contre un 1^{er} corps en UHMWPE. Une deuxième validation du lubrifiant a été réalisée en utilisant un simulateur de frottement développé au LaMCoS qui a permis le remplacement du 1^{er} corps en verre par un 1^{er} corps en CoCr, en mimant ainsi le couple de frottement réel. **Une autre optimisation importante concerne le mécanisme.** Dans ce cas, le même simulateur de frottement utilisé pour la 2^{ème} étape de la validation du lubrifiant a été adapté en 'simulateur de marche' pour reproduire plus précisément les mouvements locaux du genou.

Les mesures du coefficient de frottement corrélés avec le suivi *in situ*, les analyses post frottement de surfaces des corps en contact (implant fémoral en CoCr et implant tibial en UHMWPE) a permis de retrouver des comportements tribologiques similaires à ceux identifiés au niveau des explants et de mieux comprendre la lubrification des implants articulaires de genou.

Mais, avant d'optimiser le lubrifiant et le mécanisme, une analyse critique de la technique d'évaluation de la durée de vie des biomatériaux implantables est nécessaire. Conformément aux normes ISO 14243, les fabricants des implants articulaires de genou évaluent l'usure et la durée de vie en utilisant des dispositifs expérimentaux, les simulateurs de genou. L'objectif de cette analyse critique est de présenter aussi bien les avantages et les inconvénients de la méthodologie décrite par les normes.

4.1 Analyse critique de l'évaluation de la durée de vie des « matériaux » des implants articulaires conforme aux normes ISO

Généralement, l'évaluation des matériaux utilisées pour les implants de genou se réalise conformément aux normes ISO 14243-1:2014 [1], ISO 14243-2 :2014 [2] et ISO 14243-3 :2014 [3]. Ces normes imposent l'utilisation d'un simulateur de genou qui remplit certaines conditions de fonctionnement [4]. L'évaluation des matériaux consiste en une évaluation des performances des implants liés à l'usure. Cela a pour but d'aider les professionnels de l'industrie à optimiser et améliorer leurs conceptions avant toute fabrication et implantation des implants à grande échelle, en plus de répondre aux exigences réglementaires. En ce qui concerne la méthodologie, l'idée est de reproduire les conditions physiologiques de la marche normale. Malgré cela, il y a toujours des paramètres qui ne correspondent pas à la réalité.

4.1.1 Méthodologie ISO 14243-1

Tout d'abord, les implants sont fixés en position anatomique et ensuite des variations cycliques de flexion/extension sont réalisées tout en variant la force normale du contact. D'autres paramètres, listés ci-dessous (Tableau IV-1), sont contrôlés tout au long de la simulation de la marche.

La composante tibiale est libre de se déplacer dans la direction antéro-postérieure par rapport à la composante fémorale sous l'influence des forces appliquées, ce mouvement ayant tous les degrés de liberté à l'exception du mouvement flexion/extension qui suit des cycles bien spécifiques. Les forces appliquées sont la force normale, la force antéro-postérieure (AP) et le couple de rotation tibiale. La force normale suit le cycle de marche (Figure IV-1) tandis que la force AP est constituée par deux forces, une étant une variation cyclique spécifique et l'autre étant proportionnelle au déplacement (système de retenue AP). Le couple tibial est aussi constitué aussi par deux actions, une spécifique à une variation cyclique et l'autre étant proportionnelle à la rotation (système de retenue pour la rotation).

Paramètres	Valeurs conformes à la norme ISO 14243-1
Angle flexion/extension (marche normale)	0°-58°
Force normale	168 – 2600N
Force antéro-postérieure (AP)	-265 – 110N
Couple	-1-6N
Fréquence	1 Hz
Lubrifiant	Sérum de veau
Déplacement AP (contre mouvement AP positif)	44N/mm
Déplacement AP (contre mouvement AP négatif)	44N/mm
Rotation tibiale	0.36Nm/°

Tableau IV-1 Paramètres conformément à la norme ISO 14243-1 utilisés pour l'évaluation d'usure des implants articulaires de genou



Figure IV-1 Convention des signes pour certains paramètres qui interviennent lors de la simulation de marche : 1- force normale, 2-flexion de la composante fémorale, 3-déplacement AP et force AP, 4-rotation tibiale et couple de rotation tibiale

Les surfaces des implants sont immergées dans du sérum de veau, car il est considéré comme le fluide qui simule le liquide synovial. Les tests ont lieu dans un environnement contrôlé qui simule les conditions physiologiques. La durée des tests est de 5 millions de cycles, considérés comme l'équivalent de 5 ans de fonctionnement *in vivo* de l'implant.

4.1.2 Les « POUR »

- Multiples postes de travail ;

La plupart des simulateurs de genou disposent de multiples postes de travail (de 3 à 6) qui permettent la réalisation des tests simultanément (Figure IV-2). Chaque poste est équipé d'une cellule dynamométrique à plusieurs axes. Les postes peuvent travailler de manière indépendante. Les simulateurs de genou permettent toujours avoir un poste de travail libre des échantillons qui sert comme poste de travail témoin.

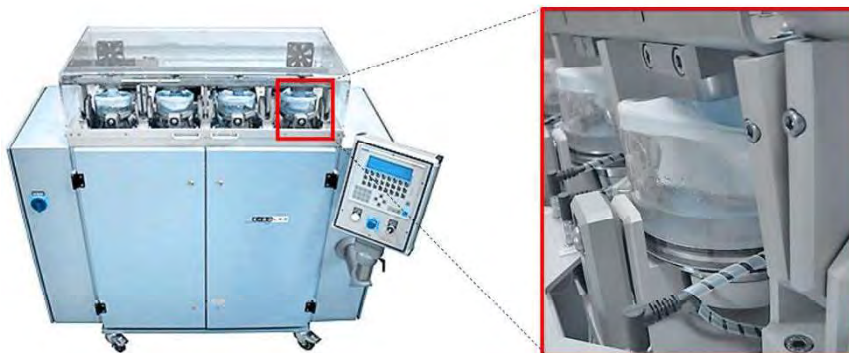


Figure IV-2 Simulateur de genou conformément à la norme ISO 14243-1 [4]

- Contrôle des mécanismes globaux ;

Les simulateurs peuvent fonctionner à base des commandes servo-hydrauliques, pneumatiques ou électromécaniques [5] faisant appel à une combinaison de moteurs, de transmissions et des boîtes d'engrenages. L'ensemble du système contrôlent bien les mécanismes globaux. Les simulateurs permettent d'imposer et de contrôler des paramètres typiques de la cinématique du genou : force normale qui va jusqu'au 2600 N, angle de flexion extension de 58°, déplacement antéro-postérieur, rotation du tibia, fréquence de 1 Hz etc.

- Prise en compte de toutes les phases du cycle de marche ;

Les simulations tiennent compte de toutes les phases qui interviennent lors du cycle de marche :

- **la phase d'appui (60% du cycle de marche)** avec le contact talon-sol, le pied à plat au sol, le lever du talon et des orteils ;
- **la phase oscillante (40% du cycle de marche) ;**

Grâce à la cinématique adaptée, lors des essais, le simulateur suit très étroitement les formes des ondes, comme celle typique au cycle de marche normale, ou de la force normale, illustrées dans la Figure IV-3.

- Contrôle des conditions physiologiques telles que la température du fluide ;

Tous les postes sont équipées avec des capteurs de température qui permettent la mesure et la correction de la température ainsi que le niveau du liquide.

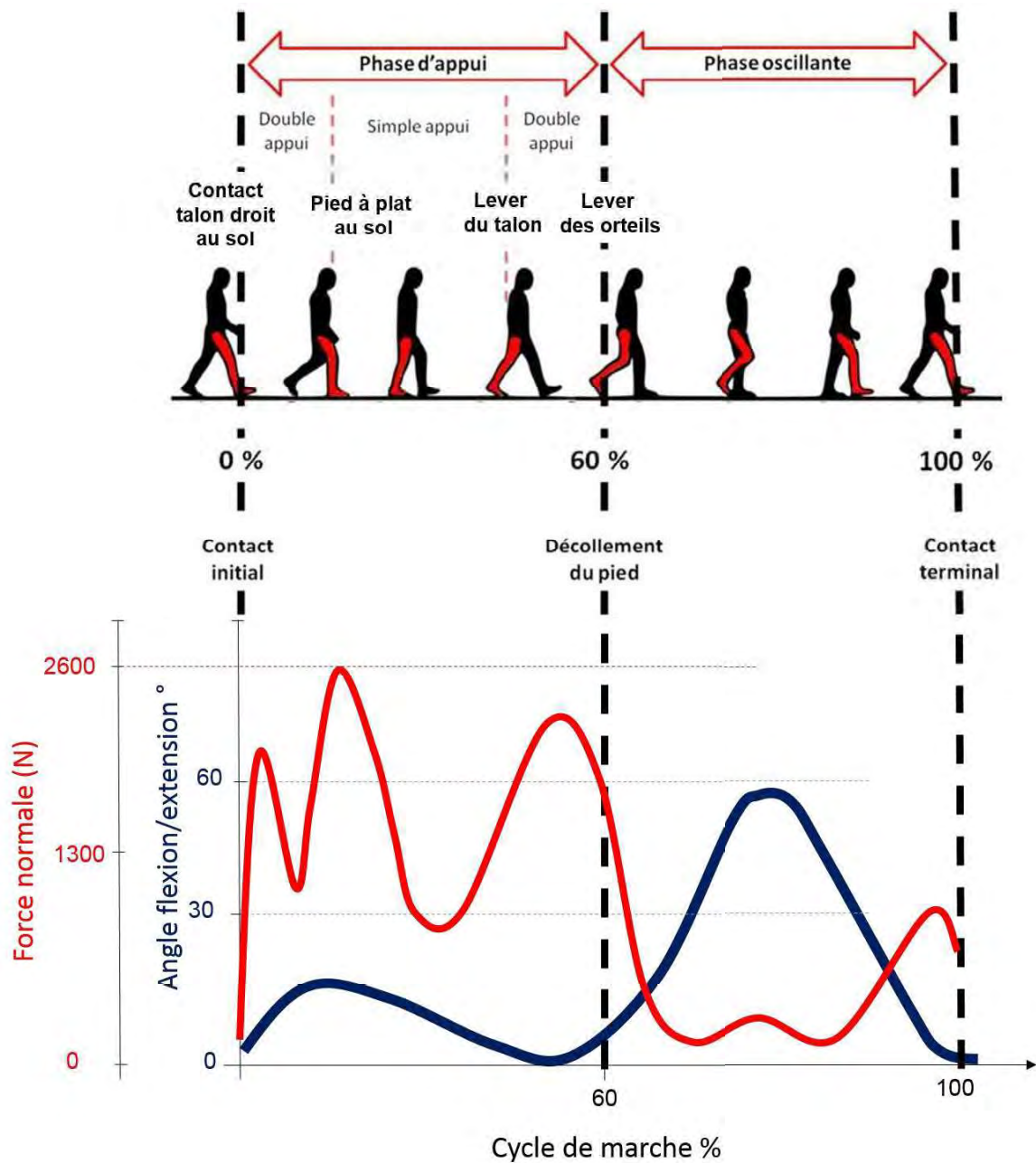


Figure IV-3 Variation de la force normale lors d'un cycle de marche conformément à la norme ISO 14243-1

4.1.3 Les « CONTRE »

- Pas de contrôle des mécanismes tribologiques locaux

Le simulateur contrôle bien les mécanismes globaux au niveau du contact en revanche il ne contrôle pas bien les mécanismes locaux de contact. Au niveau des mécanismes locaux, ils sont très importants car ces sont les mécanismes qui jouent le plus sur les performances tribologiques des implants de genou (mouvement glissement, roulement ou combinés qui favorisent l'adsorption du lubrifiant ou le détachement des particules).

- Quantité de lubrifiant

Les implants sont immergés dans une quantité de liquide d'environ 500 ml. En réalité, au niveau du genou, les quantités du liquide synovial sont beaucoup plus faibles, la membrane synoviale synthétise un maximum entre 0,5 et 24 ml de liquide synovial en fonction de son état plus ou moins pathologique [6], [7]. Au niveau d'une articulation de genou saine, le volume de liquide synovial varie entre 0,5 et 4 ml. Utiliser 500 ml de liquide synovial lors d'un essai de frottement va significativement diluer la concentration des particules d'usure.

En plus, lors des essais à 5 millions des cycles, le lubrifiant est remplacé à chaque 0.5 millions de cycles.

- Composition et structure du lubrifiant

Comme précisé dans le Chapitre II, le liquide synovial humain a une composition et une structure complexe. Conformément aux normes ISO, le liquide utilisé lors des simulations est généralement un liquide à base de sérum de veau. Le sérum de veau est une solution à base de protéines (voir composition dans l'Annexe 5). Des molécules avec un rôle important dans le frottement ne font pas partie de la composition des solutions à base du sérum de veau. L'utilisation du sérum de veau nécessite d'abord une dilution à base d'eau déionisée afin d'obtenir une solution avec une concentration des protéines égale à 20g/l.

- Le nettoyage des pièces et perte des informations tribologiques

A la fin des 5 millions de cycles, les pièces sont enlevées du simulateur et elles sont soumises au protocole de nettoyage des surfaces. Le but du nettoyage est de déterminer le poids des pièces en UHMWPE après les tests, donc toute matière (lubrifiant, particules...) doit être enlevée. Le protocole de nettoyage consiste dans un rinçage à l'eau distillée ainsi qu'à plusieurs séances d'ultrasons pendant 10 minutes. Les pièces sont après séchées et pesées.

Mais, suite à la procédure de nettoyage toutes les informations tribologiques sont perdues, impossible donc de remonter jusqu'à l'identification des mécanismes d'accommodation des vitesses responsable de la performance tribologique de l'implant (accommodation de vitesse par détachement des particules, par adsorption des molécules sur les surface, par transfert de matière etc.). En plus du nettoyage, une délimitation de la zone endommagée a été réalisée au niveau de chaque implant tibial en UHMWPE. La délimitation réalisée à l'aide d'un marqueur masque des informations au niveau de l'état de surface après essais de frottement.

- Propriétés tribologiques ignorées : circuit tribologique, nature du 3^{ème} corps

Coté industriel, le but de simulations des implants de genou est de s'assurer de la tenue à la fatigue et à l'usure des constituants en UHMWPE et en CoCr avant la mise sur le marché. Conformément à la norme, le test obligatoire à réaliser après les 5 millions de cycle de frottement, est le pesage des pièces en UHMWPE afin de voir la perte « positive » (absorption des molécules) ou « négative » de la masse (détachement des particules et usure). En revanche, toutes observations tribologiques sont ignorées. Une seule technique de caractérisation de surface est utilisée et elle consiste dans la visualisation par un stéréo-microscope.

4.2 Analyse tribologique des implants issus des simulateurs de genou industriels

Deux composantes tibiales en UHMWPE, une uni latérale et une uni médiale, issus de simulateur de genou, ont été analysés par microscopie numérique afin d'observer, à grande échelle, d'éventuelles modifications de surface qui ont pu survenir lors du frottement. Malheureusement, au niveau de l'implant du côté latéral, une délimitation de la zone endommagée a été réalisée par un marqueur (stylo) malencontreux, ce qui empêche une analyse approfondie de l'implant.

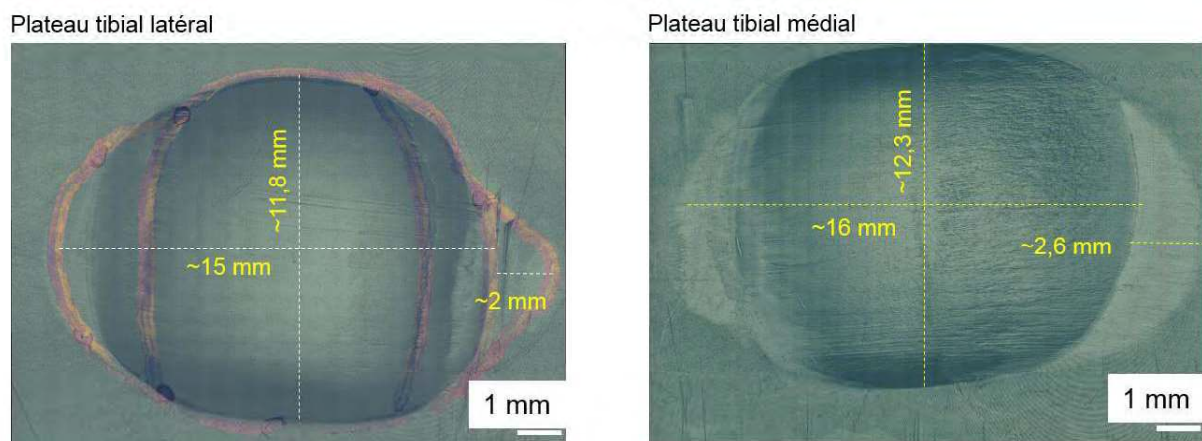


Figure IV-4 *Implants tibiales en UHMWPE issues des simulateurs de genou : plateau tibial en UHMWPE latéral et plateau tibial en UHMWPE en UHMWPE médial*

La géométrie des zones endommagées est similaire peu importe l'utilisation latérale ou médiale de l'implant. Aussi, il n'y a pas une grande différence de taille entre les deux zones endommagées. En revanche, au niveau de l'implant tibial médial, la zone endommagée semble être caractérisée par des mécanismes d'usure différents avec une partie lisse et une partie plus rugueuse. En regardant plus en détail, sur la Figure IV-5, la zone endommagée du plateau tibial latéral est caractérisée par une surface lisse au centre, des rayures mais aussi par des zones de pitting (décohésion).

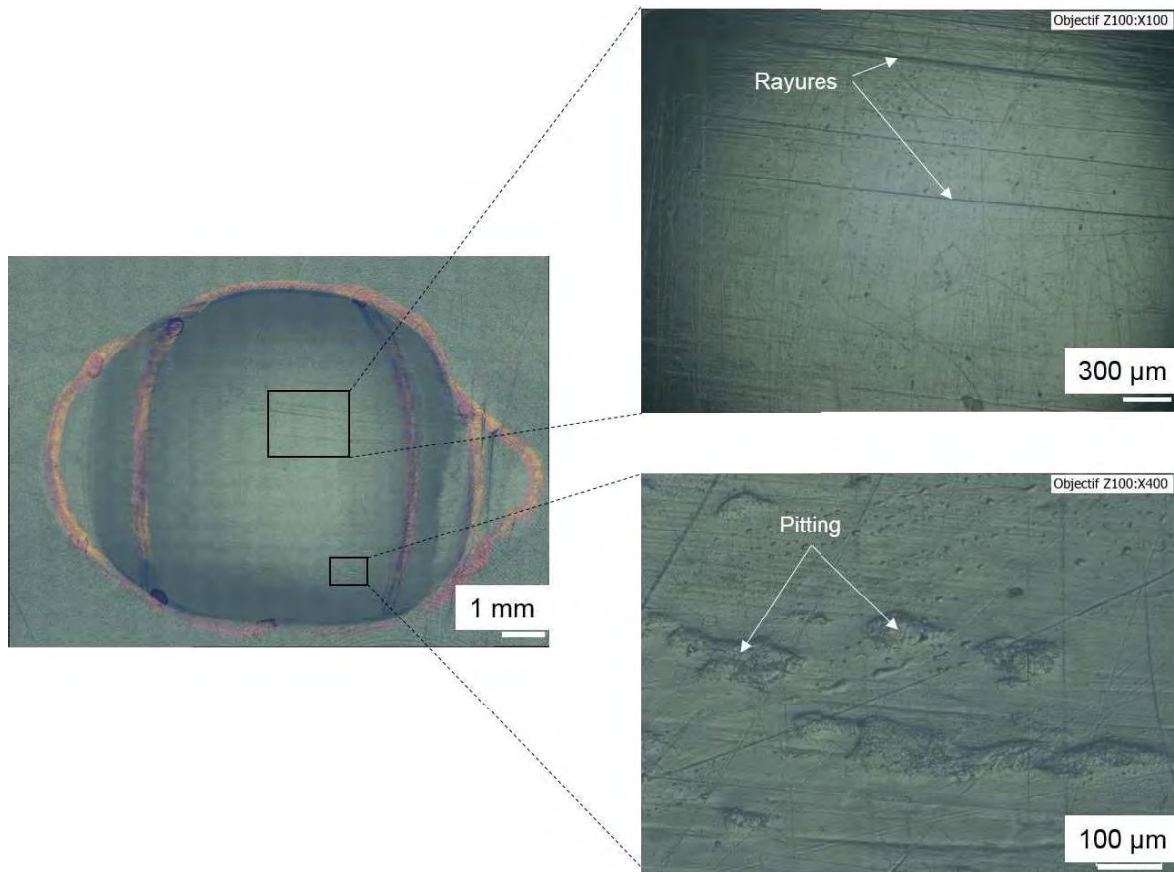


Figure 10-5 Visualisation de la surface par microscopie optique du plateau tibial latéral en UHMWPE issue de simulateur de genou ISO 14243-1

Au niveau du plateau tibial médial, des rouleaux de polyéthylène ont été identifiés au centre de la zone endommagée mais aussi des particules de polyéthylène d'ordre micrométrique.

Pour chacun des deux implants, nous avons choisi de ne pas poursuivre les analyses de surface à cause d'un nettoyage des surfaces qui a été réalisé de manière « brutale » et qui a entraîné la perte des informations tribologiques.

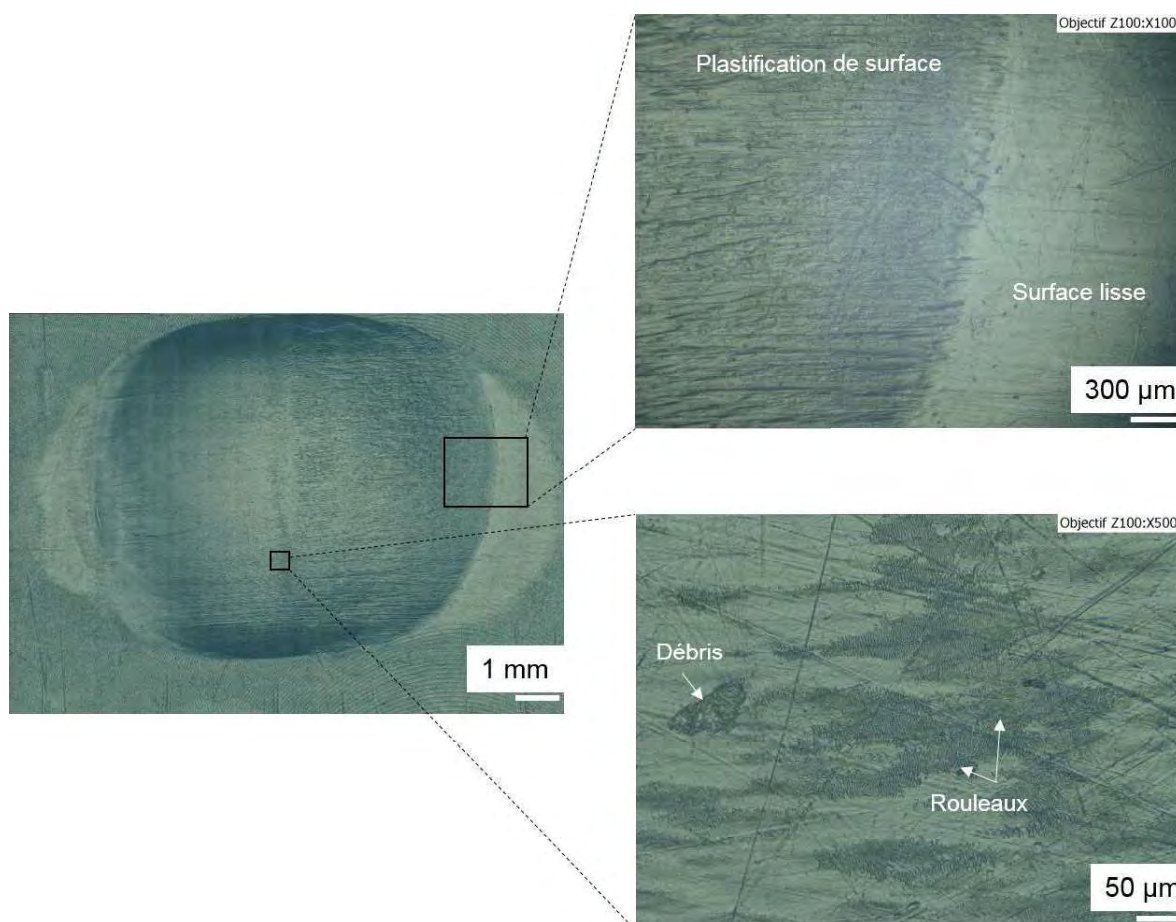


Figure 10-6 Visualisation de la surface par microscopie optique du plateau tibial médial en UHMWPE issue de simulateur de genou ISO 14243-1.

4.3 Optimisations par rapport aux normes ISO

Dans la suite de ce chapitre, nous nous sommes concentrés sur deux optimisations importantes par rapport aux normes ISO présentées: optimisation du lubrifiant et optimisation du mécanisme.

L'optimisation du lubrifiant consiste dans la fabrication et la validation d'un lubrifiant biomimétique avec une composition et une structure proche du lubrifiant naturel humain.

Par des techniques biomimétiques, deux lubrifiants ont été spécifiquement fabriqués : lubrifiant Sérum+ et lubrifiant biomimétique Gel-IN. Les deux lubrifiants ont la même composition générale et la même structure supramoléculaire. La différence consiste dans l'origine des composantes protéiques. Le Sérum+ est un liquide biomimétique fabriqué à partir du lubrifiant standard, le sérum de veau. Le principe consiste dans l'adaptation de la composition et de la structure du sérum de veau par ajout des composants manquant tels que l'AH et les phospholipides. Le lubrifiant biomimétique Gel-IN est un liquide fabriqué totalement à partir des composants principaux qui peuvent agir sur l'influence tribologique: l'AH (rôle en viscosité), les albumines (capacité de réticulation avec l'AH en formant le gel glycoprotéiques) et les phospholipides (forment les multicouches lipidiques qui couvrent les interfaces tribologiques) [8].

La validation de deux lubrifiants s'est réalisée en deux étapes :

- essais de frottement couple verre-UHMWPE en utilisant un biotribomètre qui permet l'analyse *in situ* du lubrifiant par microscopie confocale à fluorescence [9].

- essais de frottement couple CoCr-UHMWPE en utilisant un simulateur de frottement développé au LaMCoS.

L'objectif des essais de frottement est d'identifier l'interaction des lubrifiants avec les surfaces en contact (adsorption des molécules, transfert de polyéthylène etc.). A part l'évaluation du coefficient de frottement, les surfaces en contact ont été caractérisées par différentes techniques de microscopie. Des analyses complémentaires telles que la profilométrie ou analyse de mouillabilité par angle de contact ont été réalisées pour certains cas.

L'optimisation du mécanisme consiste dans l'adaptation d'un simulateur de frottement classique développée au LaMCoS dans un simulateur de marche pour reproduire plus précisément les mouvements locaux du genou. Le dispositif permet la fixation de l'implant de genou dans sa position anatomique et l'exécution de mouvements de flexion-extension. Après plusieurs essais de validation du simulateur, un test de frottement d'environ 10 000 cycles a été réalisé en présence d'un lubrifiant de type Sérum+.

Les mesures du coefficient de frottement corrélés aux analyses post frottement de surfaces des corps en contact (implant fémoral en CoCr et implant tibial en UHMWPE) ont permis de retrouver des comportements tribologiques similaires à ceux identifiés au niveau des explants et de mieux comprendre la lubrification des implants articulaires de genou.

4.3.1 Optimisation du lubrifiant

Actuellement le sérum de veau fait partie d'un protocole d'essai normalisé (ISO-14243-1 :2009) [4]. Le sérum de veau est supposé avoir les propriétés les plus proches de celles du liquide synovial. Dilué conformément à la recommandation de la norme ISO 14243-3 il est utilisé afin d'étudier l'usure des certains biomatériaux, par exemple le polyéthylène. Le sérum de veau est principalement constitué par des protéines. Par exemple, le sérum de veau utilisé pour les tests de frottement de cette étude a été fourni par Biowest. Il est constitué par un total de 65,7 g/l protéines dont 30,3 g/l albumine, 4,7 g/l alpha, 18,4 g/l globulines et 12,3 g/l gamma globulines. Les tests biochimiques réalisés par le fournisseur n'ont pas mis en évidence la présence des phospholipides ou d'acide hyaluronique qui sont, en outre, des composants importants du liquide synovial. Pour cela, afin d'identifier l'interaction des molécules avec les surfaces frottantes, les protéines du sérum de veau ont été marquées avec une fluorescence qui émet en lumière verte (1% BSA avec fluorescéine).

4.3.1.1 Fabrication des lubrifiants biomimétiques

Comme précisé dans le chapitre I, la composition du liquide synovial est très complexe, chaque composant ayant un rôle biologique particulier donc, il est très difficile de reproduire la composition exacte de ce liquide.

Pour nos études nous avons choisi de reproduire des lubrifiants biomimétiques en utilisant les composants principaux qui peuvent agir sur le comportement tribologique du lubrifiant et des implants :

- l'acide hyaluronique connu pour son rôle en viscosité ;
- les albumines connues pour leur capacité de réticuler avec l'acide hyaluronique en formant un gel glycoprotéique ;
- les phospholipides qui ont la capacité de former des assemblages lipidiques de type multicouches lipidiques aux interfaces tribologiques et de type vésicules lipidiques dans le volume du liquide synovial.

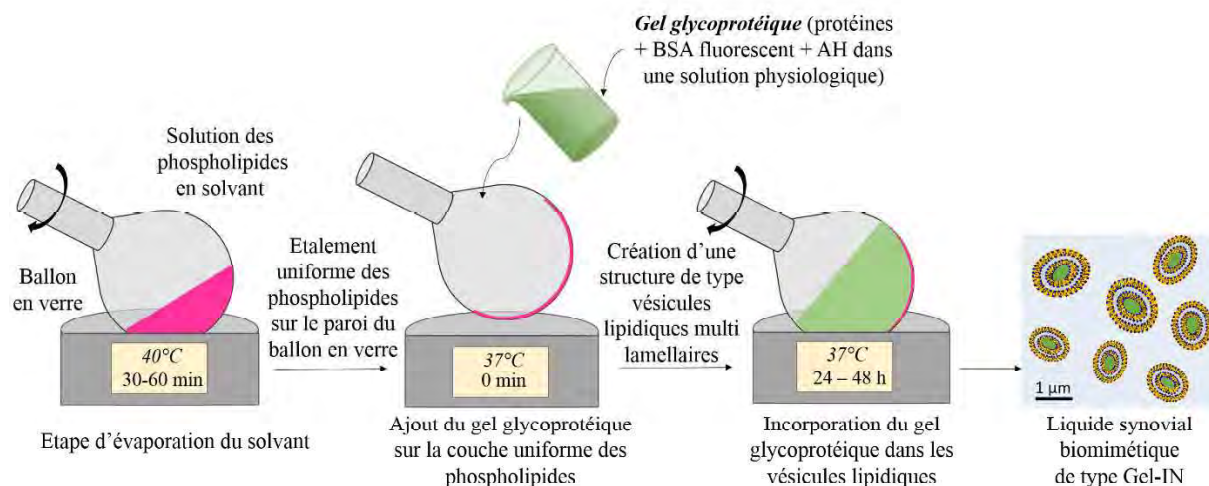


Figure I0-7 Illustration des étapes principales de la fabrication des lubrifiants

Concernant les étapes de fabrication de deux lubrifiants, Sérum+ et liquide biomimétique Gel-IN, elles sont les mêmes, il y a que la composition et l'origine des certains composants qui diffère. Après la fabrication des lubrifiants, leur structure été vérifiée en utilisant la microscopie de fluorescence.

4.3.1.1.1 Le lubrifiant biomimétique type Sérum+

Le Sérum+ est l'appellation d'un liquide biomimétique fabriqué à base de sérum de veau qui est le lubrifiant standard utilisé pour la réalisation de tests de frottement et d'usure. Cette appellation a été développée et utilisée par l'équipe de Biotribologie du LaMCoS. Le principe de fabrication du Sérum+ consiste dans l'ajout d'AH et des phospholipides dans la solution de sérum de veau (Ref. S0400-500, Biowest) qui en préalable nous a été livré en étant congelé, dans des récipients de 500 ml et qui doit être stocké à -20°C. Comme précisé dans l'annexe 5, le sérum de veau contient environ 65 g/l protéines et pour cela une dilution avec une solution tampon (PBS) de pH 7,4 est nécessaire afin d'obtenir la concentration standard des protéines de 18 g/l. Les composants ajoutés à la solution diluée de sérum de veau sont :

- 0,03 g/l phospholipides (DPPC ou 1,2-Dipalmitoylphosphatidylcholine, Ref. 850355, Avanti Polar Lipids) ;
- 3 g/l d'acide hyaluronique (AH) de masse moléculaire 50 kg/mol (Ref. H7630, Sigma Aldrich).
- 1% EDTA (Éthylènediaminetétraacétique) utilisé pour son rôle d'agent de conservation (% masse).
- 0,05% azoture de sodium utilisé pour son rôle d'agent de conservation bactériostatique (%masse).

La première étape dans la fabrication du Sérum+ est la solubilisation de la poudre lipidique de DPPC dans un solvant constitué par 90% volume chloroforme et 10% volume d'éthanol. 1% de phospholipides fluorescentes (16:0 Liss Rhodamine PE, Ref. 810158, Avanti Polar Lipids) a été ajouté à la solution de DPPC afin de visualiser les phospholipides dans le contact pendant les tests de frottement grâce au microscope de fluorescence. Un volume nécessaire de la solution lipidique a été ajouté dans un ballon en verre pour l'étape d'évaporation du solvant, réalisée sous évaporateur rotatif. Trois évaporations de 20 min et une dernière de 60 min ont été réalisées sous pression réduite, à une température de 40°C (la température de transition de phase pour le DPPC) afin de réaliser un étalement uniforme des phospholipides sur la paroi du ballon en verre et d'assurer l'absence des traces organiques du solvant.

En parallèle, dans la solution diluée de sérum de veau, de l'AH a été ajouté ainsi que 1% d'albumine fluorescente (Ref. A 9771, Sigma Aldrich) afin d'obtenir le gel glycoprotéique. A la fin de l'évaporation du solvant de la solution des phospholipides, le gel glycoprotéique a été ajouté sur la couche sèche et uniforme de phospholipides qui couvrent les parois du ballon en verre. Une structure de type vésicules lipidiques multi lamellaires va se créer spontanément quand on ajoute le gel glycoprotéique sur la couche sèche des lipides. Mais pour incorporer tout le gel dans les vésicules, la solution a été maintenue entre 24-48 h à 37°C sur l'évaporateur rotatif sans mettre le système de pression réduite.

4.3.1.1.2 Liquide synovial biomimétique type Gel-IN

Le liquide synovial (LS) de type Gel-IN est l'appellation d'un liquide biomimétique fabriqué à partir des composants principaux du liquide synovial naturel humain. Des constituants commercialisés tels que les phospholipides, les albumines et l'acide hyaluronique sont principalement utilisés. L'appellation de Gel-IN a été développée et utilisée par l'équipe de Biotribologie du LaMCoS.

Le protocole de fabrication du liquide synovial biomimétique de type Gel-IN suit exactement les mêmes étapes que la fabrication du Sérum+ (évaporation du solvant de la solution des phospholipides, l'incorporation du gel glycoprotéique dans des vésicules lipidiques).

Les constituants utilisés :

- 0,03 g/l phospholipides (DPPC ou 1,2-Dipalmitoylphosphatidylcholine, Ref. 850355, Avanti Polar Lipids) ;
- 1% phospholipides fluorescents (16:0 Liss Rhodamine PE, Ref. 810 158, Avanti Polar Lipids) ;
- acide hyaluronique (AH) de masse moléculaire 50 kDa (Ref. H7630, Sigma Aldrich);
- albumines (BSA - A3059, Sigma-Aldrich) qui ont la capacité de réticuler avec l'acide hyaluronique en formant un gel glycoprotéique;
- 0,05% azoture de sodium ;
- solution tampon (PBS), pH 7,4.

4.3.1.2 Vérification de la structure des lubrifiants

A la fin de l'étape de la fabrication, la structure du Sérum+ et du liquide synovial biomimétique de type Gel-IN a été évaluée en utilisant la microscopie à fluorescence. Dans la Figure IV-8, on peut constater que dans le cas de deux lubrifiants, des vésicules lipidiques d'une taille d'environ 1 μm ont été mises en évidence (Figure IV-8A et B). A partir des images de fluorescence en lumière verte, on peut constater que pour le Sérum+, le gel glycoprotéique ne se trouve pas complètement à l'intérieur des vésicules lipidiques. Par rapport au liquide synovial biomimétique de type Gel-IN, dans la composition du Sérum+ il y a une quantité beaucoup plus importante des protéines globulaires ce qui empêche la formation de la structure Gel-IN (voir la composition du sérum de veau dans l'Annexe 5). C'est donc une structure qui s'approche plus de la structure de liquide synovial pathologique, caractéristique de l'ostéoarthritis.

Une schématisation de la structure de chaque lubrifiant a été ensuite réalisée à partir des observations en fluorescence.

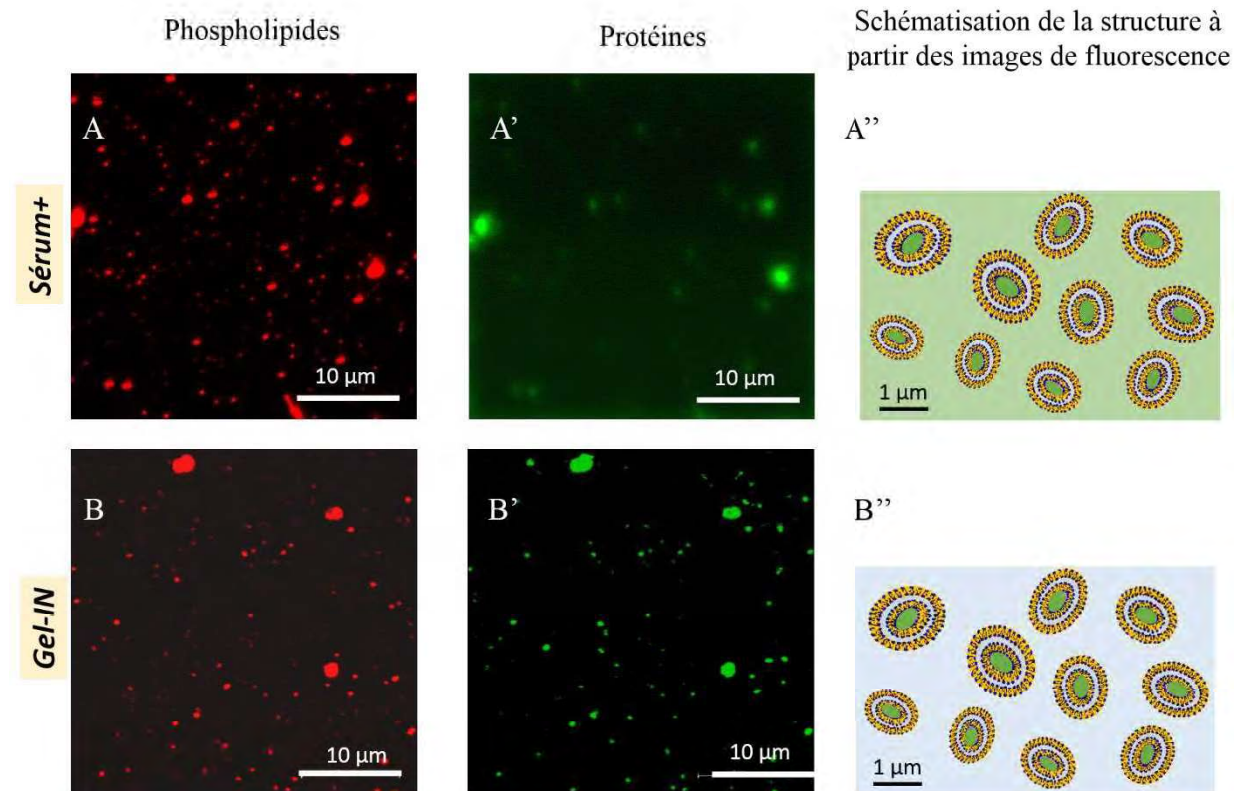


Figure IV-8 Vérification de la structure du Sérum+ et du LS Gel-IN par la microscopie de fluorescence. Visualisation des protéines en lumière verte et visualisation des phospholipides en lumière rouge. Schématisation de la structure à partir des images de fluorescence avec un liquide synovial biomimétique constitué par des vésicules lipidiques remplies par un gel glycoprotéique et un Sérum+ avec des vésicules lipidiques et un gel glycoprotéique qui se trouve à l'intérieur et à l'extérieur des vésicules lipidiques.

4.3.1.3 Validation des lubrifiants biomimétiques

Par la validation des lubrifiants biomimétiques, on cherche à identifier leurs propriétés tribologiques tels que les mécanismes d'accommodation des vitesses et le coefficient de frottement, par rapport au lubrifiant standard, le sérum de veau. Les étapes de la validation des lubrifiants consistent dans la réalisation des tests de frottement suivies par l'expertise des surfaces frottées. Des tests de frottement ont été réalisés dans deux configurations différentes: couple de frottement UHMWPE-verre et couple de frottement UHMWPE-CoCr. La première configuration permet la visualisation *in situ* du contact et l'identification des mécanismes d'accommodation des vitesses. Cette première configuration a été testée en utilisant un bio-tribomètre développé au LaMCoS qui permet d'effectuer des mouvements de glissement. La deuxième configuration représente une approche plus proche de la réalité, le verre étant remplacé par une pièce en CoCr. Cette deuxième configuration a été testée en utilisant un simulateur de frottement, adapté afin de pouvoir aussi effectuer des mouvements de rotation.

Les lubrifiants biomimétiques ont été testés dans les deux configurations et comparés toujours au lubrifiant standard qui est le sérum de veau/de veau.

4.3.1.4 Essais de frottement sur bio-tribomètre

4.3.1.4.1 Dispositif et les conditions d'essai

Le premier dispositif expérimental choisi pour la validation des lubrifiants biomimétiques est un bio-tribomètre conçu au LaMCoS. Le bio-tribomètre permet :

- une investigation tribologique du contact par la mesure du coefficient de frottement et surtout par la visualisation *in situ* du contact par microscopie optique classique et par microscopie de fluorescence ;
- d'avoir des conditions de sollicitation telles que les effets de portance hydrodynamique soient négligeables, de sorte que le régime de lubrification soit de type limite, en favorisant la mise en évidence du rôle tribologique des lubrifiants biomimétiques ainsi que de leurs composants tels que les assemblages lipidiques et le gel glycoprotéique.

Grâce à ce dispositif expérimental, schématisé dans la Figure IV-9, le triplet tribologique a été créé en utilisant deux 1^{ers} corps en contact séparés par le 3^{ème} corps.

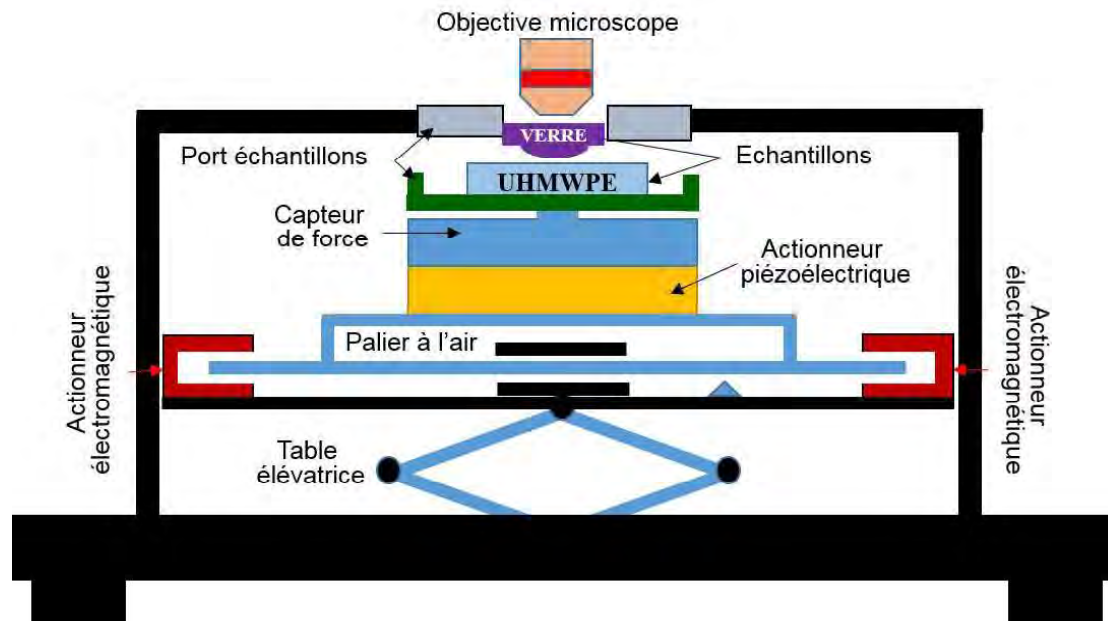


Figure IV-9 Schéma bio-tribomètre

En ce qui concerne les deux 1^{ers} corps, ils sont représentés par :

- un plateau tibial plat en UHMWPE de taille 1 fourni par Tornier ($E = 0.8$ GPa). Selon les informations fournis par Tornier (*rapport test Endolab confidentiel*) la taille la plus critique correspond au plateau tibial HLS Uni Evolution de taille 1 (le nombre le plus important des reprises).
- un contre-face en verre BK7 bombé avec un rayon de courbure de 129 mm ($E = 65$ GPa). L'utilisation de la contre-face en verre représente un compromis expérimental dans le but d'une visualisation *in situ* du contact qui permet l'identification des mécanismes d'accommodation des vitesses. En plus, le choix du verre avec ce rayon de courbure a comme objectif d'avoir une aire de contact plus grande qui permet d'inclure plusieurs stries d'usinage (plus réaliste). Donc, le coefficient de frottement mesuré sera un coefficient de frottement global.

Le frottement a eu lieu plutôt parallèlement aux stries d'usinage du plateau en UHMWPE et cela sur une grande zone. Sur des plus petites zones les stries d'usinage étaient inclinées d'environ 30° par rapport à la zone du frottement.

Le contact a été visualisé avant et pendant le frottement par microscopie optique classique et par microscopie de fluorescence due à l'utilisation des marqueurs fluorescents dans la composition des lubrifiants, afin d'identifier les mécanismes d'accommodation des vitesses.

Pour chaque test, le temps de frottement a été de 9h (540 min ce qui correspond à ~ 800 cycles).

Pour tous les essais de frottement, les paramètres fixés ont été toujours les mêmes:

- une force normale (F_N) de 7N et donc la pression du contact entre 7,1 – 7,5 MPa. Une variation de la F_N a eu lieu au cours du frottement dû à la non-planéité du plateau tibial en UHMWPE $\sim 10\%$. Comme l'indique la littérature, les pressions du contact au niveau du compartiment médiale d'une prothèse de genou avec un plateau tibial fixe peuvent varier entre 8-30 MPa en fonction du degré de flexion [10 - 12]. Par exemple, des mesures des pressions de contact sur la prothèse unicompartmentale HLS UNI Evolution (implant tibial taille 1 ep. 9mm et implant fémoral taille 0 ep. 3 mm) réalisées dans le laboratoire Tornier

ont indiqué une valeur moyenne de la pression de contact de 19,8 MPa [6]. A cause des limitations techniques liées à notre dispositif expérimental les essais tribologiques ont été réalisés à une pression de 7,3 MPa, le but étant de réaliser une étude comparative des différents lubrifiants.

Les autres paramètres sont listés ci-dessous :

- fréquence de sollicitation de 0,025 Hz ;
- déplacement horizontal de 12 mm ;
- vitesse relative des surfaces en contact de 0,6 mm/s.

Les implants tibiaux en UHMWPE ont été fixés dans un porte échantillon contenant le 3^{ème} corps qui est le lubrifiant. Le porte échantillon est lié à une table de translation par un système de table élévatrice. A l'aide de la table de translation des mouvements de translation, cycliques ont été imposés. La force normale a été appliquée en utilisant la table élévatrice et la force de frottement, la force tangentielle, a été mesurée grâce à un capteur piézoélectrique. Tout au long des essais de frottement, le contact a été visualisé à travers le 1^{er} corps en verre, par un microscope à fluorescence (Zeiss Axio Examiner) équipé d'une caméra à fluorescence (Axio Camera 60 N-C). Les phospholipides fluorescents, marqués en rouge, ont été détectés à une longueur d'onde d'excitation de 530–580 nm et une longueur d'onde d'émission de 560–630 nm. Les protéines fluorescentes, visible en lumière verte, ont été détectées à une longueur d'onde d'excitation de 495 nm et une longueur d'onde d'émission de 510–520 nm. En ce qui concerne les paramètres d'acquisition des images en fluorescences, ils ont été maintenus constants pour toutes les images.

Par cette configuration, trois lubrifiants ont été testés, les deux liquides biomimétiques et le sérum de veau classique. Les résultats de ces trois lubrifiants ont été comparés aux résultats d'un frottement à sec, quand l'UHMWPE a été frotté contre le verre sans utilisation du lubrifiant ou du débit source externe (Qes).

4.3.1.4.2 Frottement à sec

En ce qui concerne le frottement à sec, le contact a été visualisé que par microscopie optique classique. Le coefficient global de frottement, il a évolué du 0,026 au début du frottement jusqu'à 0,022 à la fin du frottement.

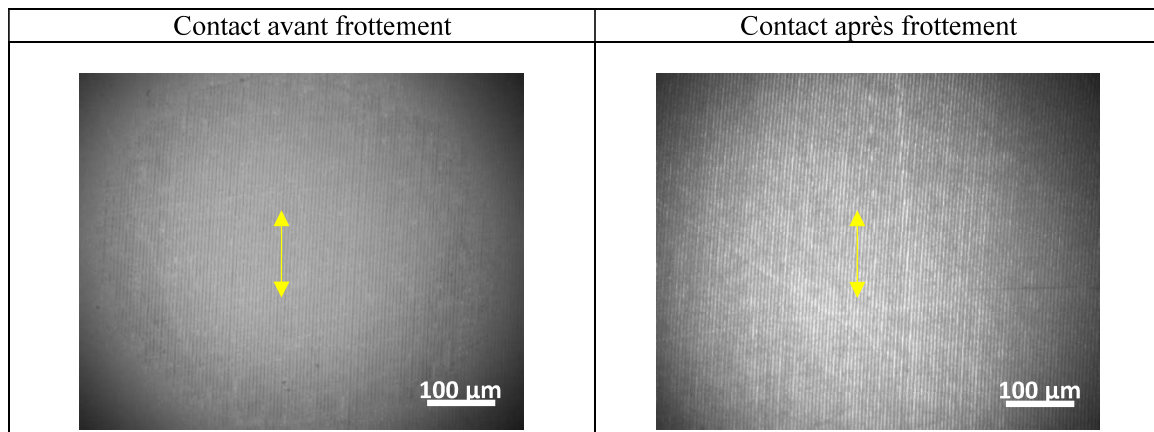


Figure IV-10 Visualisation *in situ* du contact UHMWPE-verre à sec, avant et après frottement par microscopie optique

La surface d'UHMWPE

Dans la Figure IV-10 on peut le constater qu'avant frottement, les stries d'usinage d'UHMWPE sont visibles sans détails particuliers tandis que sur l'image en microscopie optique après frottement des rayures parallèles à la direction du frottement sont bien visibles. Cela peut se traduire par le début d'une « usure abrasive » due aux particules d'UHMWPE qui existent déjà sur la surface suite au processus d'usinage. La visualisation *in situ* du contact a mis en évidence des petites particules d'UHMWPE qui se « promenaient » dans le contact en créant des rayures au niveau de la surface du polymère.

Analyses morphologiques et topographiques

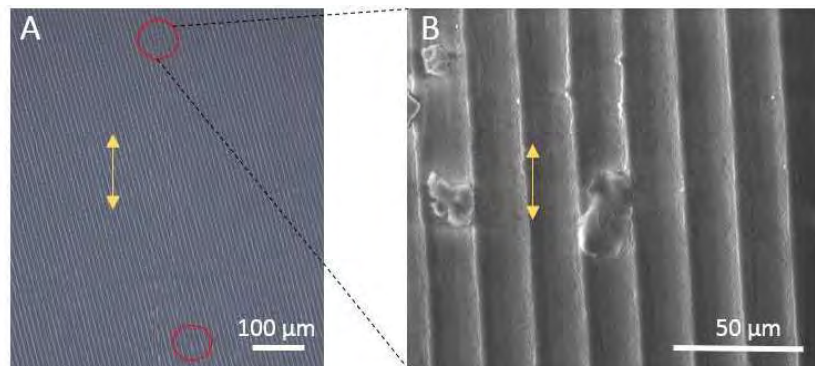


Figure IV-11 Visualisation de la trace du frottement au niveau du plateau tibial en UHMWPE. La flèche jaune indique la direction du frottement et le cercle rouge indique la présence des particules d'UHMWPE abrasives

Après l'ouverture du contact à la fin du frottement, les surfaces des 1^{ère} corps, l'UHMWPE et le verre, ont été analysées. Ainsi, sur la trace du frottement d'UHMWPE, des rayures ont été mises en évidence par microscopie optique classique (Figure IV-10) et par microscopie numérique également (Figure IV-11A). Des particules d'UHMWPE de quelques dizaines de micromètres ont été identifiées en MEB (Figure IV-11B).

La Figure IV-12 présente la topographie prise par AFM en mode « non contact », à deux échelles différentes (45 μm et 5 μm) ainsi que les profils correspondants (en dessous de chaque image) pour les échantillons d'UHMWPE avant frottement (Figure IV-12A et Figure IV-12D) et après frottement (Figure IV-12B, Figure IV-12C, Figure IV-12E et Figure IV-12F dans la trace de frottement). Les images à petite échelle (5 μm) ont été prises plutôt sur la pente d'une strie d'usinage

et pas sur la « crête ». Les profils ont été tracés perpendiculaire aux stries d'usinage. Les images Figure IV-12B et Figure IV-12E appartiennent à une zone frottée qui a été rayée par des particules tandis que les images Figure IV-12C et Figure IV-12F appartiennent à la zone frottée qui n'a pas été rayée.

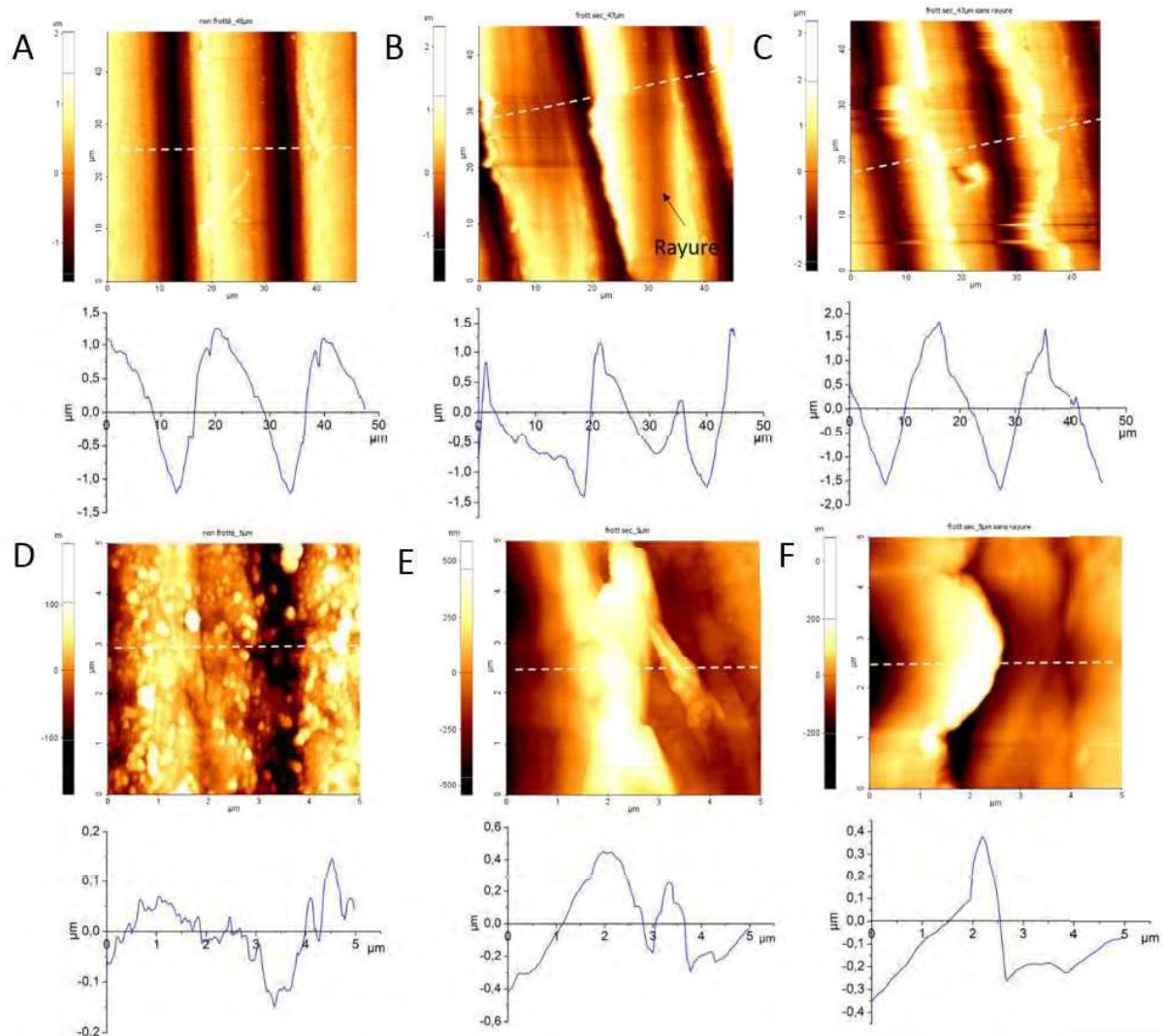


Figure IV-12 Images AFM pour deux types d'échantillons à deux échelles différentes (45 μm et 5 μm) et les profils de rugosité correspondants : UHMWPE non frotté (A et D) et UHMWPE frotté sur une zone rayée par des particules (B et E) et sur une zone non rayée (C et F)

Sur les images 45 μm \times 45 μm des stries d'usinage sont visibles avec une amplitude d'environ 2,7 μm pour l'UHMWPE non frottée (Figure IV-12A) et une amplitude qui atteint jusqu'à 3,4 μm pour l'UHMWPE frotté à sec (Figure IV-12C). Dans la zone rayée, l'amplitude des stries d'usinage est d'environ 2,9 μm (Figure IV-12B). Il n'y a pas que l'amplitude des stries d'usinage qui s'est modifié pendant le frottement mais aussi leur morphologie devenant de plus en plus pointue. La longueur d'onde entre les stries d'usinage pour l'UHMWPE non frotté est d'environ 20 μm et cela reste constant pendant le frottement (longueur d'onde considéré entre deux pics). Sur une échelle plus petite, on mesure des rugosités RMS plus petites d'environ 300 nm pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-12D) des rugosités d'environ 800 nm pour l'UHMWPE frotté à sec zone rayée (Figure IV-12E) et des rugosités d'environ 700 nm pour l'UHMWPE frotté à sec qui n'a pas été rayée (Figure IV-12F). Sur les mêmes images à petite échelle, des 'graines' de polyéthylène ont été mises

en évidence pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-12D), 'grains' qui vont s'aplatir pendant le frottement.

Analyse physico-chimique : la mouillabilité d'UHMWPE

La mesure de l'angle de contact (test d'hydrophobie) est une caractéristique très importante qui met plutôt en évidence l'adsorption des molécules (protéines/lipides) sur la surface d'UHMWPE. Vu que, dans ce cas le frottement se produit à sec, les valeurs d'angle de contact peuvent mettre en évidence juste des modifications de la surface de polyéthylène pendant le frottement (lissage des stries d'usinage etc.). Le test d'hydrophobie a été réalisé hors la trace de frottement (Figure IV-13a) et dans la trace de frottement (Figure IV-13b). Ainsi, la valeur de l'angle de contact hors la zone qui a frotté est de $92 \pm 3^\circ$. Après le frottement, l'UHMWPE devient un peu moins hydrophobe par rapport à la zone hors frottement, les valeurs de l'angle de contact dans la trace de frottement étant de $83 \pm 6^\circ$. Cette diminution de l'angle de contact peut être due à une modification de la morphologie des stries d'usinage pendant le frottement (à voir les images AFM Figure V-12C)

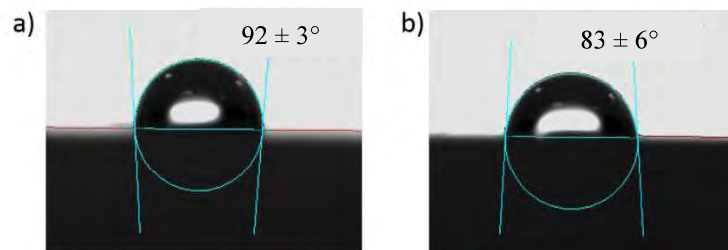


Figure IV-13 Mesures d'angle de contact statique avec l'eau ultra pure : a) hors la zone de frottement, b) dans la zone de frottement. Les valeurs indiquées sont: la moyenne \pm écart-type

La surface de verre

Dans la Figure IV-14, les images en microscopie optique classique mettent en évidence la présence des particules d'UHMWPE sur la surface de verre, visibles hors la zone de contact. Cela se traduit par un transfert de matière sur la contre-face en verre avec l'éjection de cette matière hors la zone de contact. Sur l'image en microscopie électronique à balayage une « grosse » particule tartinée sur la surface de verre, de taille d'environ 100 – 150 μm est mise en évidence.

Ces particules, détachées par le frottement, sont aussi visibles en microscopie de fluorescence si les paramètres d'intensité de la fluorescence sont bien augmentés par rapport à une visualisation du lubrifiant dans lequel des phluorophores ont été ajoutés. L'épaisseur de ces particules déduites par des analyses 3D (Figure IV-14D) est comprise entre 1 - 5 μm .

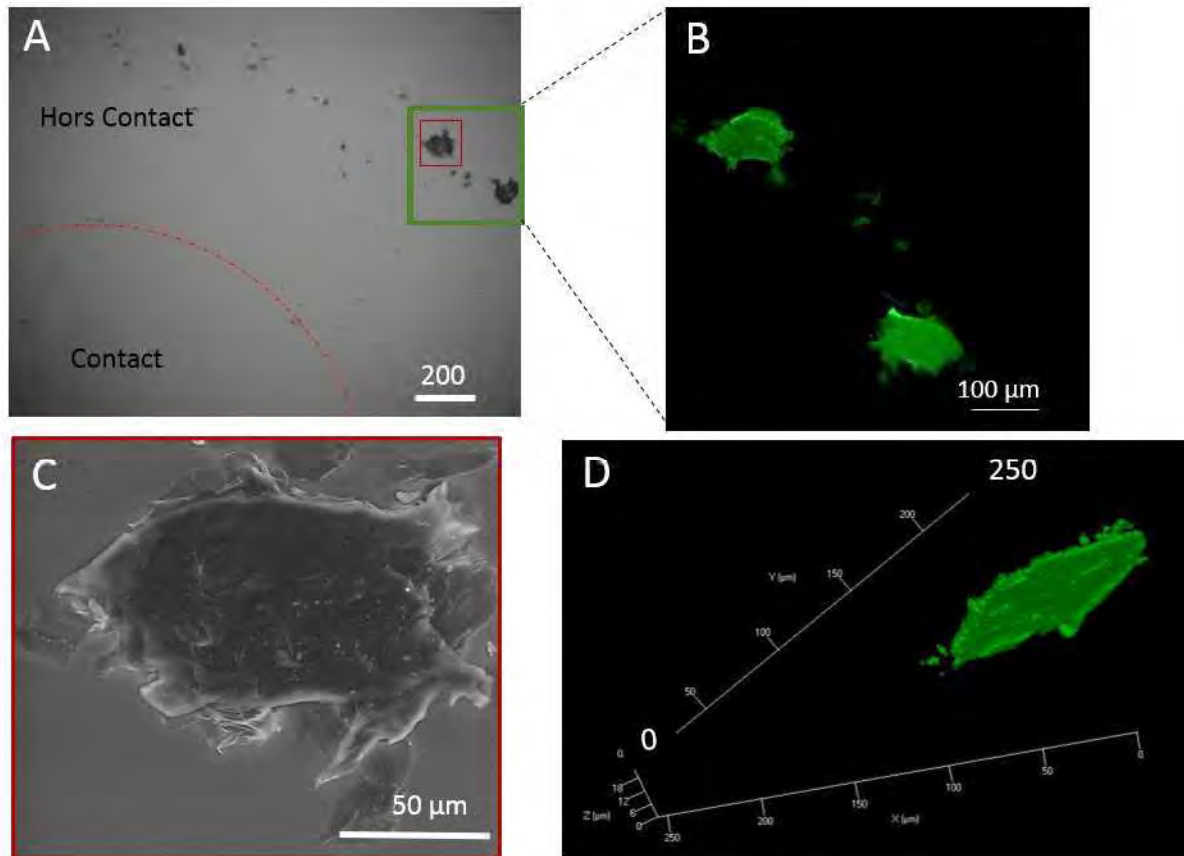


Figure IV-14 *Visualisation de la surface du verre après frottement : A) microscopie optique, B) et D) microscopie de fluorescence, C) MEB*

4.3.1.4.3 Frottement en présence de sérum de veau

Contrairement au frottement à sec, le contact en présence du sérum de veau a été visualisé avant, pendant et après frottement par microscopie de fluorescence grâce au marquage des albumines en lumière verte (Figure IV-15). Le coefficient de frottement varie du 0,047 au début du frottement à 0,032 à la fin du frottement (après 9h de frottement).

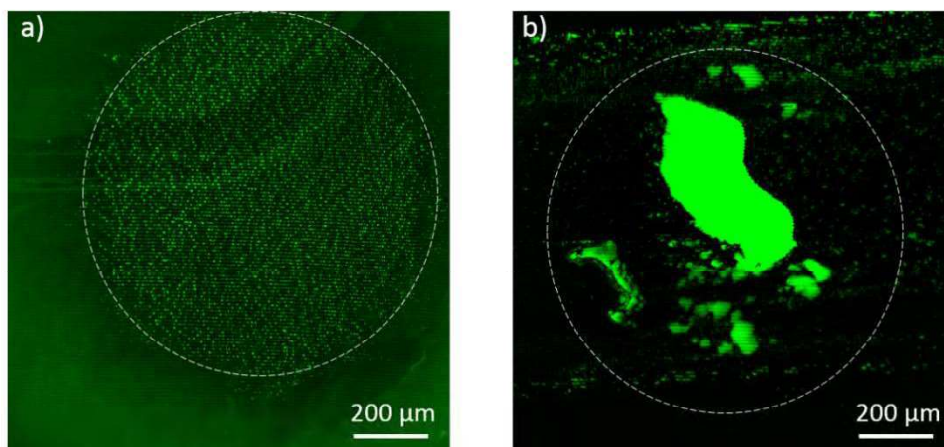


Figure IV-15 *Contact UHMWPE/verre en présence de sérum de veau : a) avant frottement et b) après frottement. Le cercle indique la zone de contact*

Depuis le tout début du frottement, un mécanisme d'accommodation des vitesses par formation de rouleaux protéiques a été mis en évidence. Ces rouleaux, perpendiculaires à la direction de frottement, sont beaucoup plus visibles au bout de 10 min de frottement. Deux types des rouleaux ont été observés en fonction de leur taille: des petites et des grandes rouleaux (Figure IV-16). Pendant le frottement, les petits rouleaux ont fusionnés en formant des rouleaux de plus grand diamètre. Les rouleaux continuent à fusionner jusqu'à former à la fin du frottement « une plaque protéique » qui reste piégée dans le contact. L'évolution des rouleaux en fonction des étapes de frottement peut être observée dans la Figure IV-17.

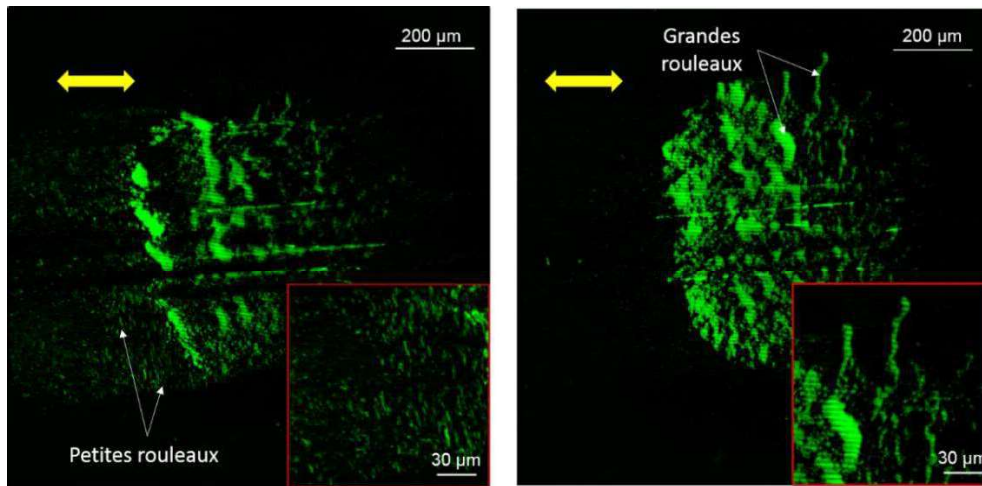


Figure IV-16 Formation des rouleaux perpendiculaires à la direction de frottement dans les premières 10 min de frottement. Un agrandissement a été réalisé pour chaque image pour mieux mettre en évidence des rouleaux de différentes tailles. La flèche jaune indique la direction de frottement.

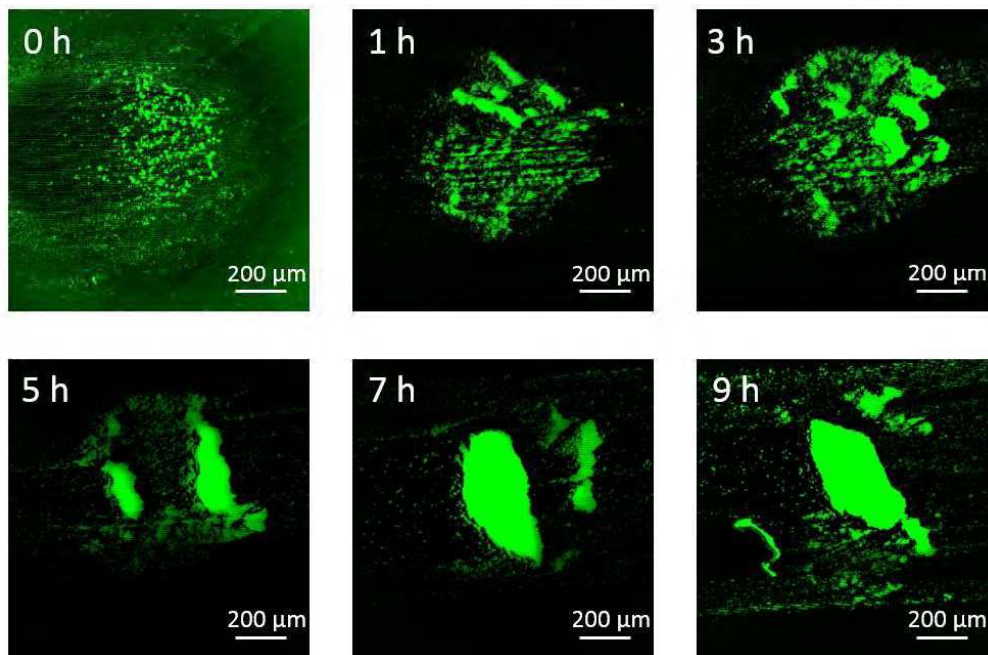


Figure IV-17 L'évolution pendant le frottement. Des petits rouleaux ont fusionnés en formant des rouleaux plus grandes, qui ont fusionné à leur tour jusqu'à la formation « d'une plaque protéique » qui reste piégée dans le contact

La surface d'UHMWPE

Après l'ouverture du contact à la fin du frottement, la surface d'UHMWPE a été analysée en premier. Ainsi, à partir des images en microscopie de fluorescence une reconstitution de la trace de frottement a été réalisée (Figure IV-18A). Avant la reconstitution de la trace de frottement la surface d'UHMWPE a été rincée avec de l'eau ultra pure pour enlever le liquide qui reste sur la surface du plateau tibial. On observe qu'à l'ouverture de contact un 3eme corps de type « plaque » des protéines, reste « collée » à la surface d'UHMWPE. En revanche, suite au rinçage «la plaque s'est décollée » et il y a que le contour qui reste visible.

Au niveau de la Figure IV-18B une partie de la « plaque » des protéines a été mis en évidence. A part ça, les stries d'usure semblent avoir modifié leur morphologie pendant le frottement. En regardant de plus près, dans la Figure IV-18C des stries d'usure bien aplaties ont été mises en évidence à l'intérieur de la trace de frottement.

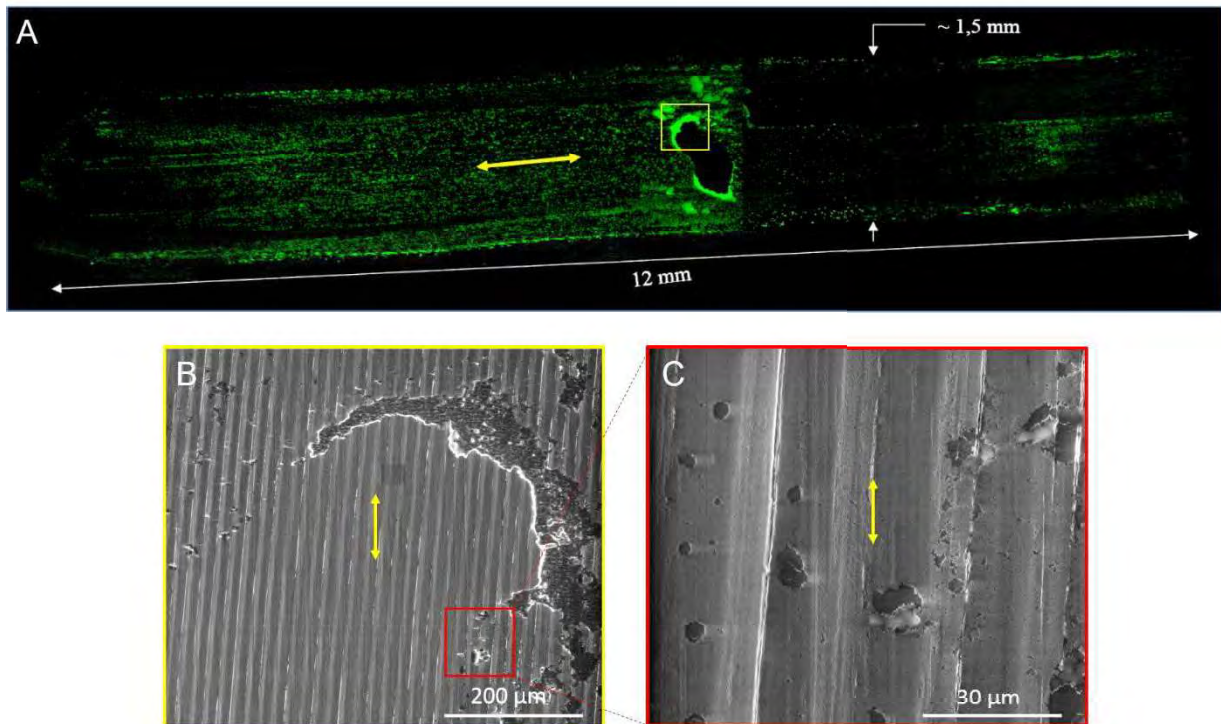


Figure IV-18 Visualisation du plateau tibial en UHMWPE après frottement avec sérum de veau : A) Reconstitution de la trace de frottement par microscopie de fluorescence, en lumière verte (protéines), B) Mise en évidence par MEB d'un 3eme corps qui reste adhérent à la surface d'UHMWPE, C) Mise en évidence par MEB d'un aplatissement des stries d'usure par MEB

Afin d'analyser de plus près les modifications au niveau de la topographie d'UHMWPE après frottement, des images AFM ont été prises. La Figure IV-19 présente la topographie AFM en mode « non contact » à deux échelles différentes (45 μm et 5 μm) ainsi que les profils correspondants (en dessous de chaque image) des échantillons en UHMWPE avant frottement (Figure IV-19A et V-19C) et après frottement (Figure IV-19B et IV-18D). Les profils ont été tracés perpendiculairement aux stries d'usure.

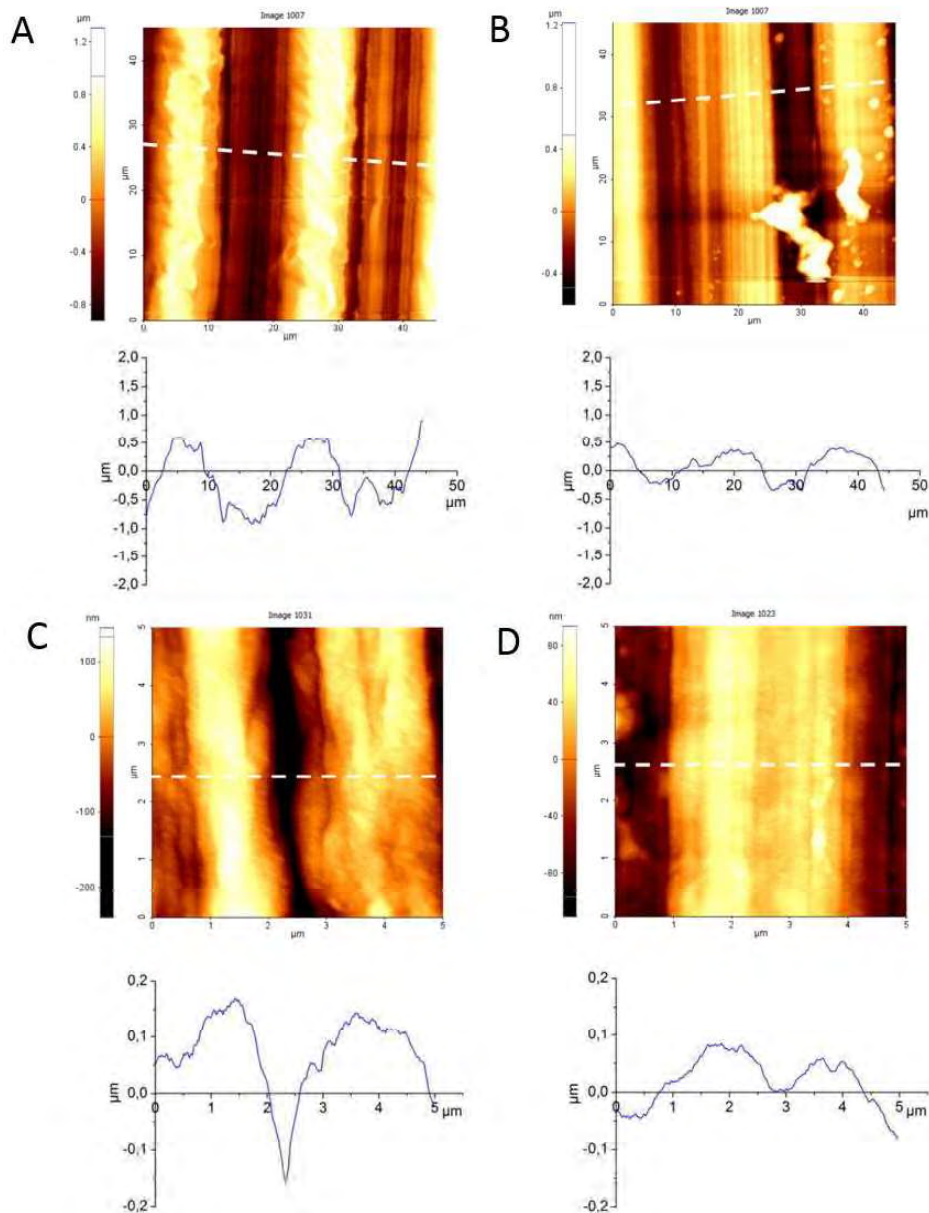


Figure IV-19 Images AFM prises au niveau du plateau tibial en UHMWPE avant et après frottement en présence du sérum de veau: A) et C) correspondent à une zone hors celles du frottement et B) et D) correspondent à la zone de frottement

L'amplitude des rugosités pour l'UHMWPE hors la zone de frottement est d'environ 1,8 μm , pic à pic, sur une image de 45 μm \times 45 μm (Figure IV-19A). Après frottement en présence de sérum de veau l'amplitude des rugosités dans la trace de frottement est en moyenne de 0,8 μm , pic à pic (Figure IV-19B). Ces résultats confirment, ainsi, l'aplatissement des stries d'usinage mis en évidence par MEB. Au niveau de la Figure IV-19B, la présence du 3^{ème} corps a été aussi bien mise en évidence. Sur une échelle plus petite (5 \times 5 μm), on mesure des rugosités RMS d'environ 300 nm pour l'UHMWPE hors la zone de frottement (Figure IV-19C) et des rugosités RMS d'environ 160 nm dans la zone de frottement (Figure IV-19D).

La surface de verre

Avant analyse de la surface du verre, un rinçage à l'eau ultra pure a été réalisé. La microscopie de fluorescence a mis en évidence très peu de protéines adsorbées sur la surface de verre (Figure IV-20). Par rapport au frottement sec, il n'y a pas de traces de transfert de polyéthylène sur la contre-face en verre, cela indiquant des mécanismes d'accommodation des vitesses significativement différentes.

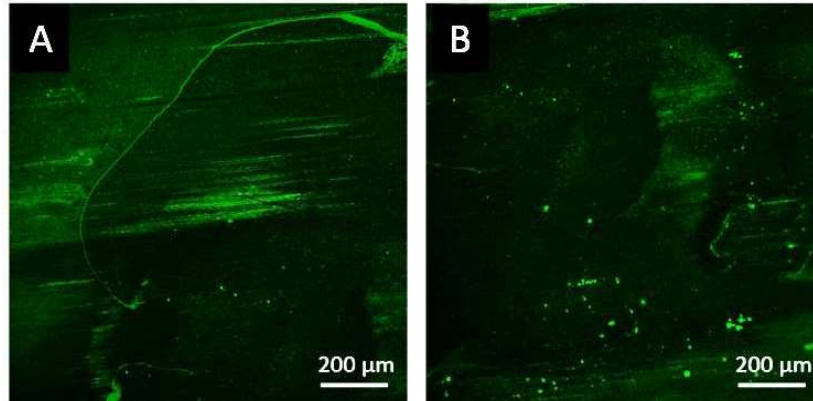


Figure IV-20 Visualisation par microscopie de fluorescence de la surface de verre après frottement en présence de sérum de veau

4.3.1.4.4 Frottement Sérum+

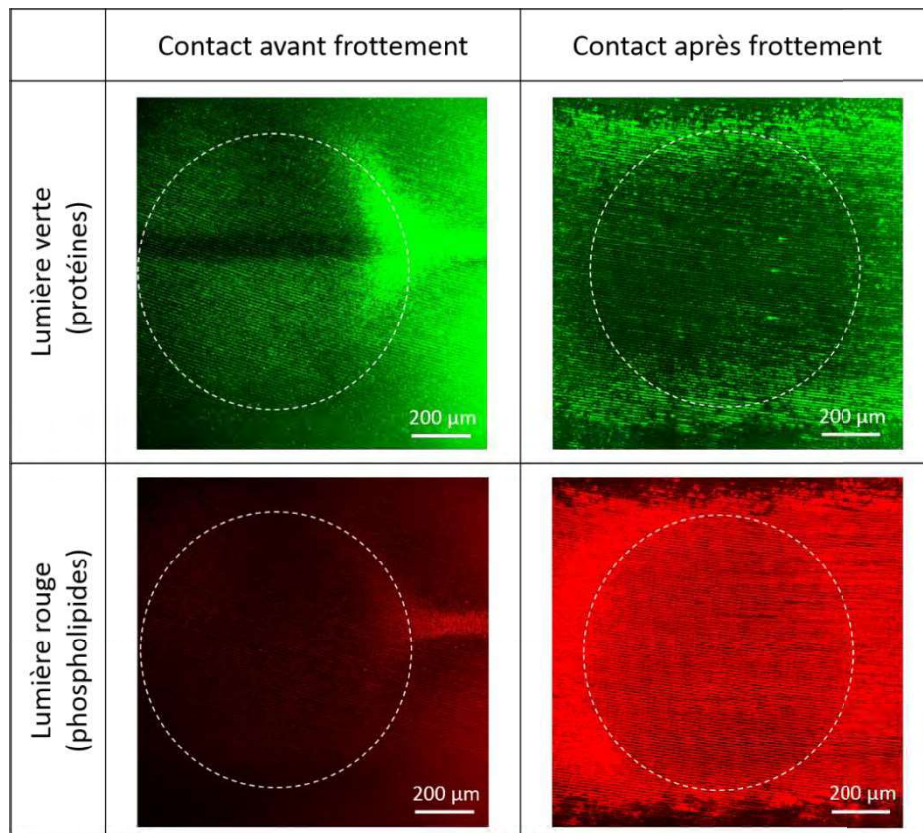


Figure IV-21 Contact UHMWPE/verre en présence de sérum+

Le contact en présence du Sérum+ a été visualisé avant, pendant et après frottement par microscopie de fluorescence grâce au marquage des albumines en lumière verte et des phospholipides en lumière rouge. Le coefficient de frottement varie de 0,019 au début du frottement jusqu'à 0,014 à la fin de frottement (après 9h de frottement).

A partir des images de microscopie confocale on observe une augmentation de l'intensité de fluorescence au cours du frottement aussi bien en lumière verte qu'en lumière rouge. Cela se traduit par une adsorption des protéines et des phospholipides sur la trace du frottement (Figure IV-21). Mais, depuis le tout début de l'essai du frottement, une accumulation de fluorescence a été observée dans le contact qui semble à s'étaler pendant le frottement. Par rapport à l'adsorption des lipides sur la surface d'UHMWPE, l'adsorption des protéines n'est pas uniforme dans la trace de frottement. L'évolution du contact pendant le frottement peut être observée dans la Figure IV-22.

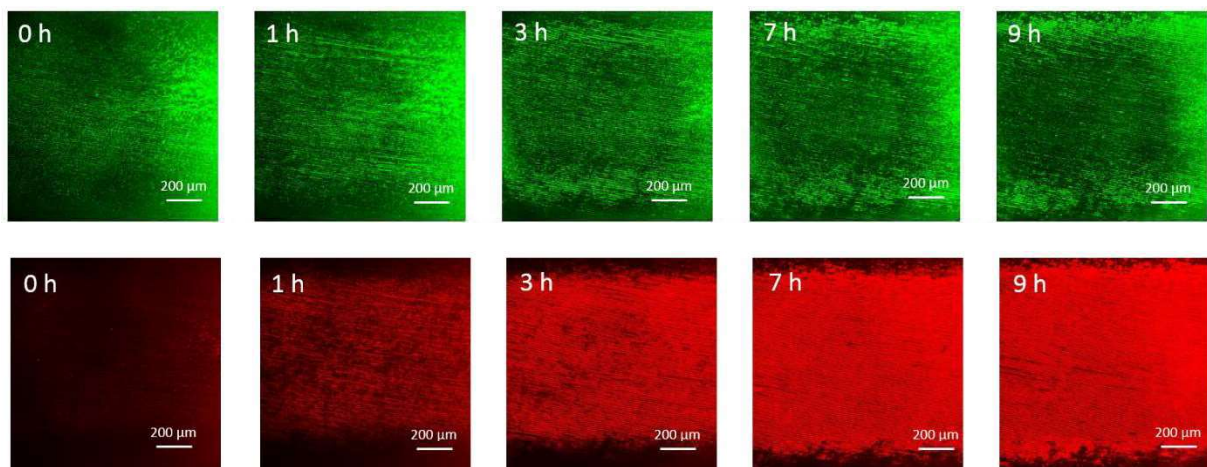


Figure IV-22 L'évolution du contact pendant le frottement. Un étalement d'une couche de 3^{ème} corps a été mis en évidence. Cette couche est visible aussi en lumière verte qu'en lumière rouge

La surface d'UHMWPE

Après l'ouverture du contact à la fin du frottement, la surface d'UHMWPE a été analysée en premier. Comme précédemment, la surface a été rincée à l'eau ultra pure pour enlever le surplus de liquide. Pendant l'étape de rinçage on a pu observer que la trace frottement est hydrophobe (Figure IV-23) et cela peut être due à l'adsorption des macromolécules de type protéines et phospholipides qui constituent le lubrifiant.



Figure IV-23 Visualisation macroscopique de la trace de frottement au niveau de l'implant en UHMWPE après frottement en présence de Sérum+

La première analyse effectuée au niveau de l'implant en UHMWPE consiste à reconstituer la trace de frottement à partir des images en microscopie de fluorescence (Figure IV-24A et B).

On observe qu'après le rinçage, par rapport à la visualisation avant ouverture du contact, l'intensité de la fluorescence en lumière rouge a diminué. Cela s'explique par un rinçage des phospholipides « non collés » à la surface. Visiblement, sur la trace de frottement il y a des zones qui sont plus ou moins fluorescentes (à voir la différence entre les périphéries et la trace de frottement). Ainsi, on constate qu'il y a plus de molécules adsorbées dans les zones périphériques, par rapport aux zones centrales où la trace de frottement est visiblement moins fluorescente.

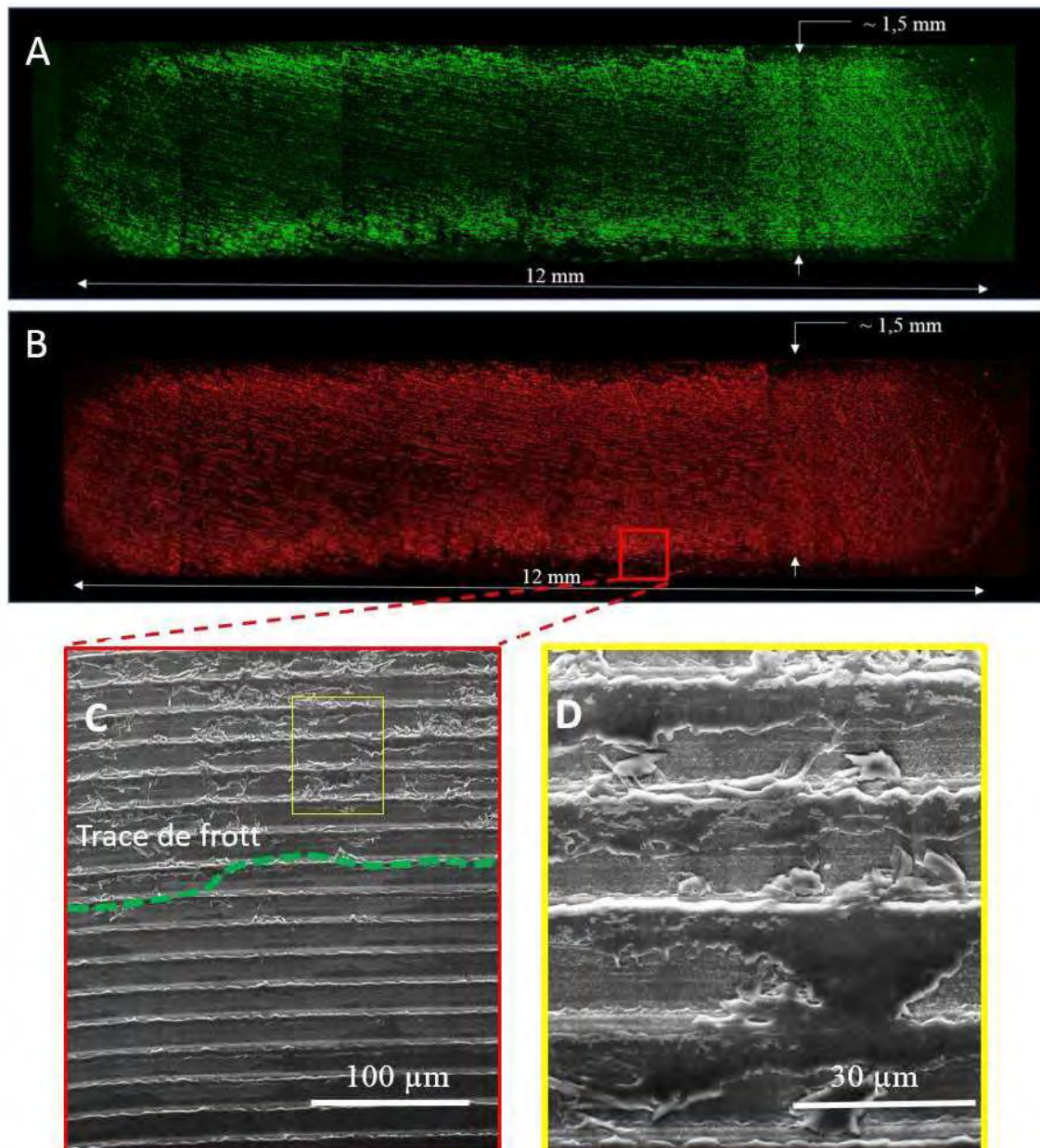


Figure IV-24 Visualisation du plateau tibial en UHMWPE après frottement avec Sérum+ : A) Reconstitution de la trace de frottement par microscopie de fluorescence, en lumière verte (protéines), B) Reconstitution de la trace de frottement par microscopie de fluorescence, en lumière rouge (phospholipides), C) et D) Mise en évidence par MEB d'un 3ème corps qui reste adhérent à la surface d'UHMWPE

Les images MEB (Figure IV-24C et Figure IV- 24D) confirment la présence du 3^{ème} corps, qui se trouve sous forme d'une couche non uniforme, dans la zone du frottement du plateau tibial en UHMWPE. Etant donné que la couche est fluorescente en lumière verte et en lumière rouge, on peut conclure qu'elle est constituée par un mélange de protéines et des lipides. Les images MEB montrent bien que cette couche semble couvrir les stries d'usinage, mais cela sera à confirmer par la suite.

Pour une analyse plus précise de la couche et ainsi que pour identifier des éventuelles modifications au niveau de la topographie d'UHMWPE après frottement, des images AFM ont été prises. La Figure IV-25 présente la topographie AFM en mode « non contact » à deux échelles différentes (45 μm et 5 μm), ainsi que les profils de rugosité correspondants (en dessous de chaque image).

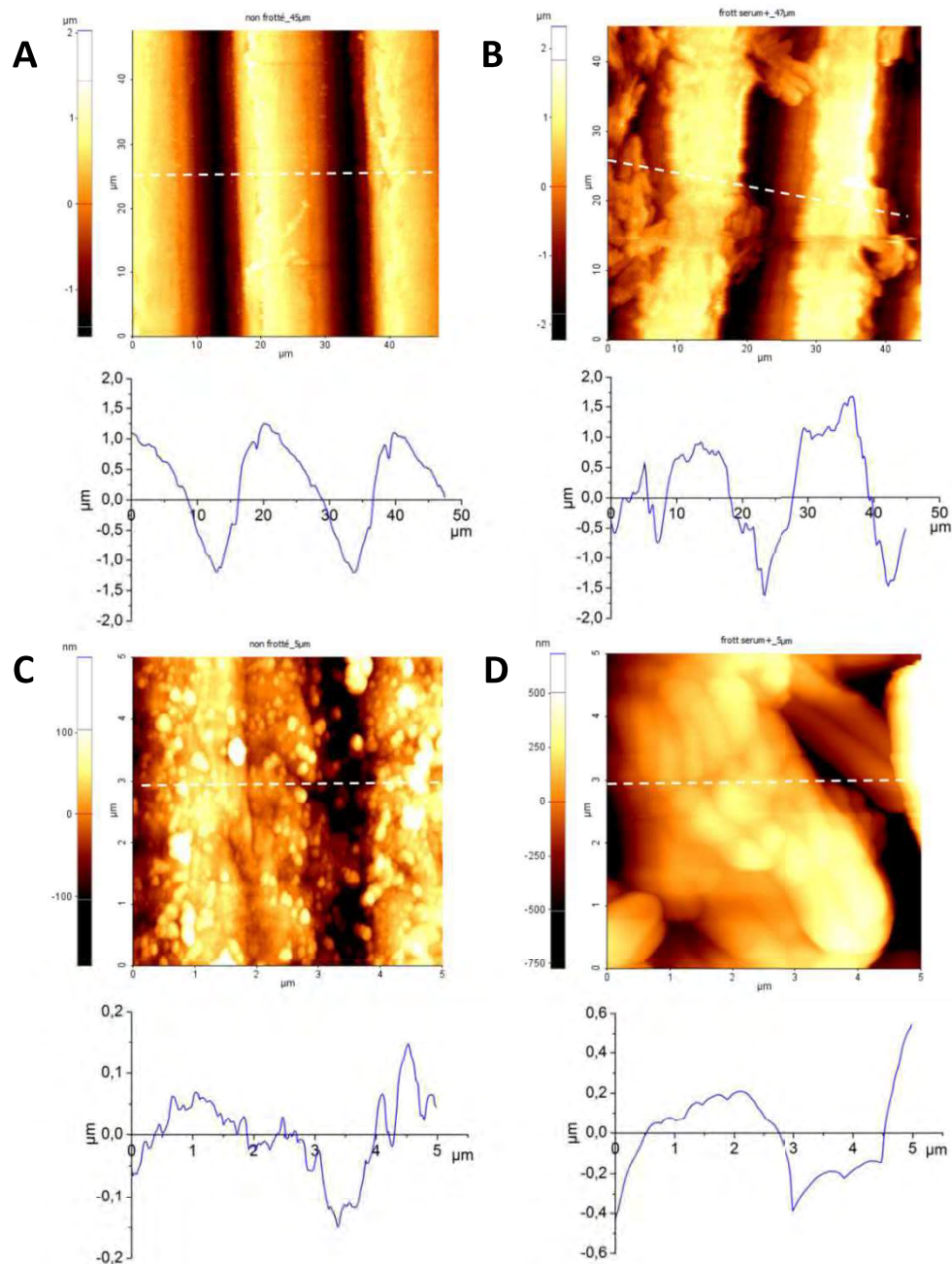


Figure IV-25 Images AFM prises au niveau du plateau tibial en UHMWPE avant et après frottement en présence du sérum de veau: A) et C) correspondent à une zone hors celles du frottement et B) et D) correspondent à la zone de frottement

Des images ont été prises avant (Figure IV-25A et Figure IV-25C) et après frottement (Figure IV-25B et Figure IV-25D). Les images à la petite échelle (5 μm) ont été prises plutôt sur la pente d'une strie d'usinage et pas sur la « crête ». Les profils ont été tracés perpendiculaire aux stries d'usinage. L'amplitude des rugosités pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-24A) est d'environ 2,7 μm (pic à pic) sur une image de 45 \times 45 μm . Après le frottement en présence de Sérum+, l'amplitude des rugosités (dans la trace de frottement) est en moyenne de 3,5 μm (pic à pic) (Figure IV-24B). Cette augmentation d'amplitude peut être expliquée par la formation de la couche du 3^{ème} corps sur la « crête » des stries d'usinage. En termes de morphologie de stries d'usinage, après frottement en présence de Sérum+, il y a une formation de plateaux (Figure IV-24B) par rapport à l'échantillon d'UHMWPE non frotté (Figure IV-24A). Cela peut être dû soit au « tartinage » des protéines et des phospholipides entre ou/et sur les rugosités, soit à une déformation des stries pendant le frottement. La longueur d'onde entre les stries d'usinage pour l'UHMWPE non frotté est d'environ 20 μm et cela ne se change pas après frottement (longueur d'onde considéré entre deux pics). Ceci sera exploité par la suite.

Sur une échelle plus petite (5 \times 5 μm), on mesure des rugosités RMS d'environ 300 nm pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-24C). Ces rugosités correspondent aux 'graines' de polyéthylène bien visible avant frottement. Après le frottement en présence de Sérum+ les rugosités RMS ont augmenté jusqu'à $\sim 1\mu\text{m}$ (Figure IV-24D). Cela est dû au « tartinage » non uniforme des macromolécules qui forment une couche assez épaisse.

Analyse physico-chimique : la mouillabilité d'UHMWPE

La mesure de l'angle de contact est une caractéristique très importante qui met en évidence l'adsorption des macromolécules (protéines/lipides) sur la surface d'UHMWPE. Le test d'hydrophobie a été réalisé hors la trace de frottement (Figure IV-25a) et dans la trace de frottement (Figure IV-26b). Ainsi, la valeur de l'angle de contact hors la zone qui a frotté est de $93 \pm 2^\circ$. Par rapport au frottement sec (Figure IV-13a) dans la zone non frottée on retrouve les mêmes valeurs d'angle de contact. En revanche, dans la zone frottée, l'angle de contact devient plus faible (65 ± 12) par rapport au frottement sec. Vu l'écart type, des angles de contact assez différents ont été obtenus en fonction de la zone sur laquelle la goutte a tombée (plus ou moins des molécules adsorbées).

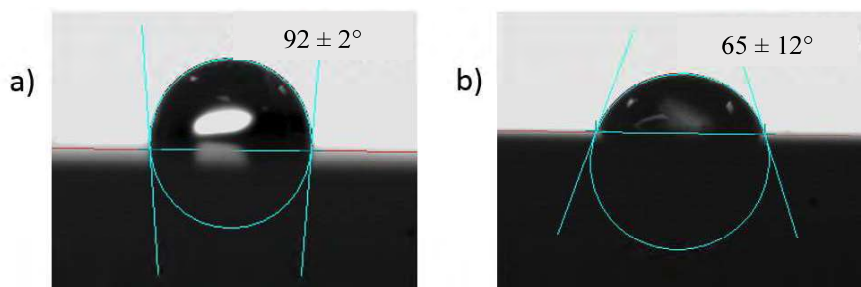


Figure IV-26 Mesures d'angle de contact statique avec l'eau ultra pure : a) hors la zone de frottement, b) dans la zone de frottement. Les valeurs indiquées sont: la moyenne \pm écart-type

La surface de verre

La visualisation de la surface de verre après frottement a mis en évidence une couche moléculaire non uniforme sous forme d'une « empreinte » de stries d'usinage d'UHMWPE, qui peut être observée dans la Figure IV-27. Cette couche non uniforme est le résultat d'un transfert de matière sur la contre-face en verre. Etant donnée la visualisation de cette couche en microscopie de fluorescence, on peut déduire qu'elle est constituée par des macromolécules de liquide synovial (protéines, phospholipides) ou bien par un mélange entre ces macromolécules avec des petites particules d'UHMWPE.

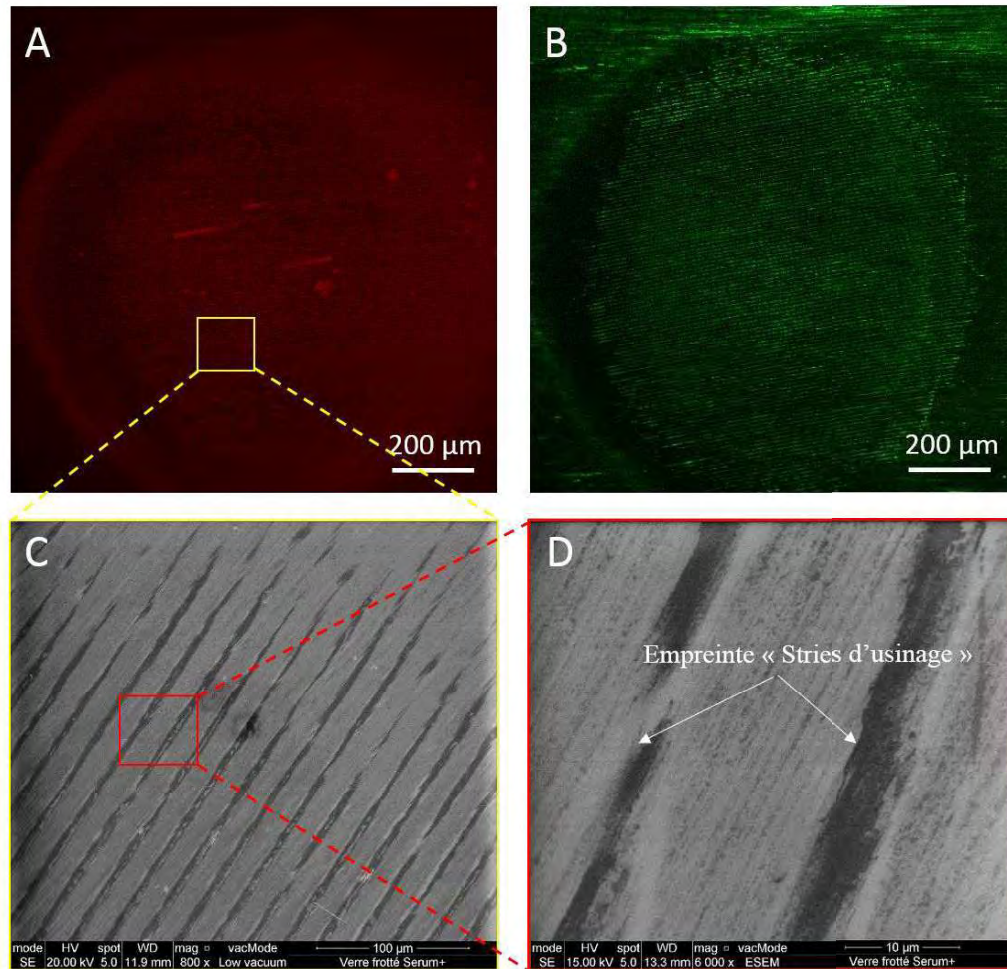


Figure IV-27 Visualisation de la surface de verre après frottement en présence de Sérums+ : par microscopie de fluorescence (A) en lumière rouge, les phospholipides et (B) en lumière verte, les protéines et par MEB (C) magnitude 800x et (D) magnitude 6000x.

4.3.1.4.5 Frottement Gel-IN

Le contact en présence du liquide synovial biomimétique, Gel-IN, a été visualisé avant, pendant et après frottement par microscopie de fluorescence grâce au marquage des albumines en lumière verte et des phospholipides en lumière rouge. Le coefficient de frottement varie de 0,016 au début de frottement jusqu'à 0,009 à la fin du frottement.

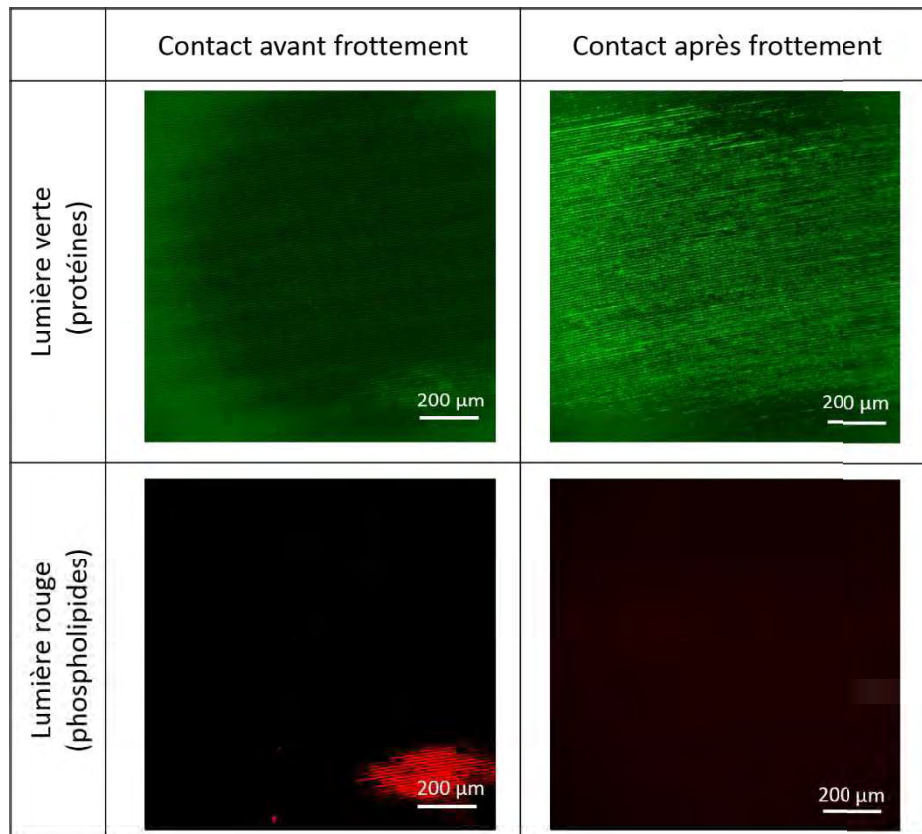


Figure IV-28 Contact UHMWPE/verre en présence de liquide synovial Gel-IN

Suite à la visualisation du contact par la microscopie de fluorescence, on observe que les phospholipides sont peu mis en évidence, surtout après frottement. Si avant frottement on peut distinguer quelques vésicules lipidiques dans le contact, après frottement il semble que tous les phospholipides ont été éjectés hors contact, l'image en fluorescence mettant en évidence juste une masse noire uniforme. La structure de ce liquide synovial a été bien vérifiée avant frottement (Figure IV-8) et des vésicules lipidiques repliés par le gel glycoprotéique ont été identifiées. En revanche, au niveau de la visualisation des protéines, celles-ci sont bien présentes à l'intérieur du contact et une adsorption de ces protéines étant observée lors du frottement (Figure IV-29).

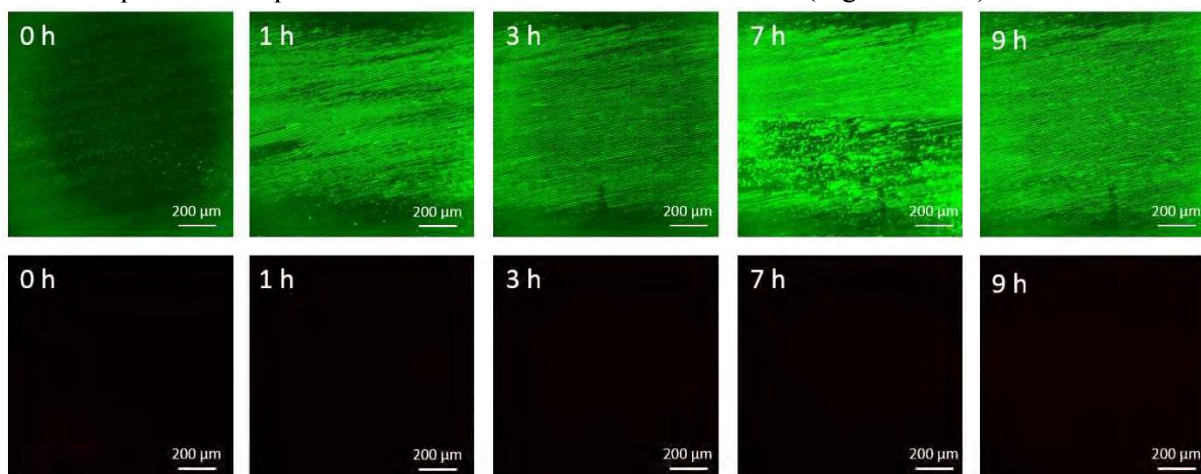


Figure I0-29 L'évolution du contact pendant le frottement. Un étalement d'une couche de 3^{ème} corps a été mis en évidence, visible qu'en lumière verte

La surface d'UHMWPE

Après l'ouverture du contact à la fin du frottement, la surface d'UHMWPE a été analysée en premier. Comme d'habitude, la surface a été rincée à l'eau ultra pure pour enlever le surplus de liquide.

La première analyse effectuée au niveau de l'implant en UHMWPE consiste à reconstituer la trace de frottement à partir des images en microscopie de fluorescence (Figure IV-30A). A cause de l'absence de la fluorescence en lumière rouge (pas des phospholipides dans la composition du sérum de veau, donc pas de marquage), la trace de frottement a été reconstituée qu'en lumière verte. On observe qu'après rinçage, l'intensité de la fluorescence en lumière verte a diminué.

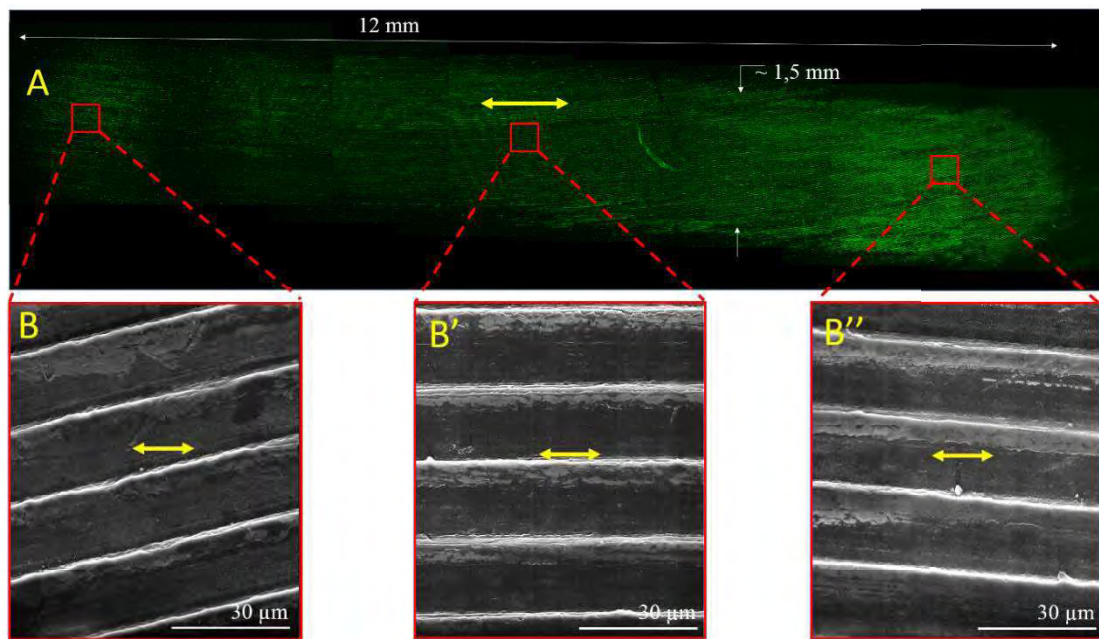


Figure IV-30 Visualisation du plateau tibial en UHMWPE après frottement avec Sérum+ : A) Reconstitution de la trace de frottement par microscopie de fluorescence, en lumière verte (protéines), B), B') et B'') Mise en évidence par MEB d'un 3ème corps sur la surface d'UHMWPE

Pour une analyse plus précise de la couche et ainsi que pour identifier des éventuelles modifications au niveau de la topographie d'UHMWPE après frottement, des images AFM ont été prises. La Figure IV-31 présente la topographie AFM en mode « non contact » à deux échelles différentes (45 μm et 5 μm) et les profils correspondants (en dessous de chaque image) pour l'implant UHMWPE, avant frottement (Figure IV-31A et Figure IV-31C) et après frottement (Figure IV-31B et Figure IV-31D). Les images à petite échelle (5 μm) ont été prises plutôt sur la pente d'une strie d'usure et pas sur la « crête ». Les profils ont été tracés perpendiculairement aux stries d'usure.

L'amplitude des rugosités pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-31A) est d'environ 2,7 μm (pic à pic) sur une image de 45 μm × 45 μm. Après le frottement en présence de liquide synovial type Gel-IN l'amplitude des rugosités (dans la trace de frottement) est en moyenne de 3,2 μm (pic à pic) (Figure IV-31B). Cette augmentation d'amplitude peut être due à la formation de la couche protéique déposée sur la « crête » des stries d'usure. En termes de morphologie de stries d'usure, après frottement en présence de liquide synoviale, elles sont un peu plus aplaties (Figure IV-31B) par rapport à l'échantillon d'UHMWPE non frotté (Figure IV-31A). Cela peut être dû à une pénétration des molécules entre stries ou à une déformation de ces stries pendant le frottement.

La longueur d'onde entre les stries d'usinage pour l'UHMWPE non frotté est d'environ 20 μm et cela ne se change pas pendant le frottement (longueur d'onde considérée entre deux pics).

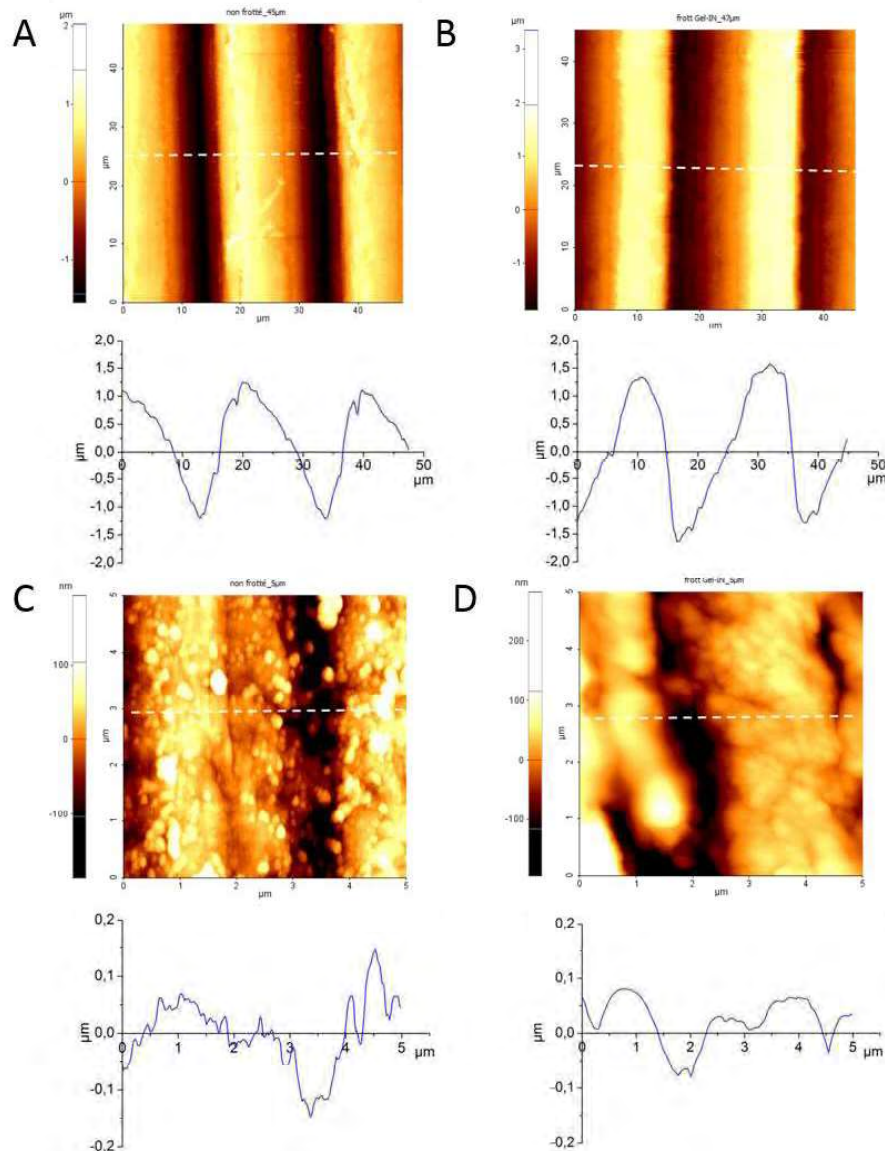


Figure IV-31 Images AFM prises au niveau du plateau tibial en UHMWPE avant et après frottement en présence du liquide synovial biomimetique Gel-IN: A) et C) correspondent à une zone hors celles du frottement et B) et D) correspondent à la zone de frottement

Sur une échelle plus petite ($5 \times 5 \mu\text{m}$), on mesure des rugosités RMS d'environ 300 nm pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-31C). Ces rugosités correspondent aux 'graines' de polyéthylène bien visibles avant frottement. Après le frottement en présence de Gel-IN les rugosités RMS sont de maximum 160 nm (Figure IV-31D). Dû au fait qu'il y a des molécules adsorbées sur la surface d'UHMWPE, les rugosités initiales seront couvertes par ces molécules (couche protéique) donc, en réalité, on analyse la topographie de la couche protéique. Ainsi, le profil obtenu pour l'UHMWPE frotté avec du Gel-IN (Figure IV-31D) est plus net par rapport au profil obtenu pour l'UHMWPE non frotté (Figure IV-31C).

La surface de verre

Les résultats des analyses de la surface en verre ne peuvent pas être concluantes après frottement en présence du liquide Gel-IN puisque aucun détail particulier n'a été mis en évidence ni par microscopie de fluorescence ni par MEB. Aucun signe de transfert de matière ou de présence d'une couche de 3^{ème} corps n'a été observée. Cela peut être expliqué par :

- l'absence d'interaction du liquide synovial biomimétique avec la surface de verre ;
- un nettoyage abondant de la surface de verre qui a favorisé la perte des informations tribologiques.

4.3.1.4.6 Synthèse des résultats et discussions

Un premier pas pour la validation du lubrifiant a été la mise en place d'une approche originale ayant comme objectif une compréhension plus profonde des phénomènes tribologiques pouvant se produire à l'intérieur d'un contact articulaire. Cette approche originale a visé la mise en évidence du rôle tribologique des lubrifiants biomimétiques ainsi que de leurs composants tels que les assemblages lipidiques et le gel glycoprotéique, sous un régime de lubrification de type limite, par la visualisation du contact pendant le frottement et l'identification des « mécanismes d'accommodation des vitesses impliqués dans des « bons » et des « mauvais » comportements tribologiques. L'ensemble de ces mécanismes d'accommodation des vitesses a été résumé et schématisé dans le Tableau IV-2. Les résultats issus du frottement sur bio tribomètre ont mis en évidence le rôle de la composition et de la structure du lubrifiant. Il a été montré qu'une composition principalement protéique et une structure de type Gel-OUT (protéines pas incluses dans des vésicules lipidiques) favorise un « mauvais » comportement tribologique du contact (1^{er} corps, 3^{ème} corps), avec un grand coefficient de frottement due à la formation des rouleaux de protéines, à une déformation plastique de la surface d'UHWPE et au transfert de matière sur la contre face. La présence des phospholipides dans la composition du lubrifiant a démontré son rôle majeur de diminuer le coefficient de frottement et de favoriser un bon comportement tribologique (1^{er} corps, 3^{ème} corps). C'était bien le cas du frottement avec du Sérum+ et avec du liquide type Gel-IN. Concernant les résultats du Sérum+ et du Gel-IN, il y a quand même une différence considérable de coefficient de frottement étant donné leur structure similaire qui pourra être expliquée par leur composition protéique légèrement différente. Si le liquide synovial biomimétique est constitué que par des albumines, le Sérum+ contient aussi des globulines. Des études ont déjà montré que les globulines favorisent un coefficient de frottement plus élevé comparé aux albumines et elles peuvent induire des mauvais comportements tribologiques de type décrochage des couches moléculaires protectrices [8], [13], [14].

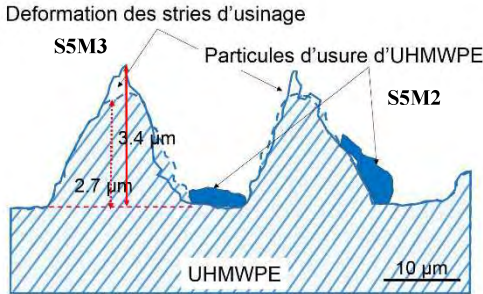
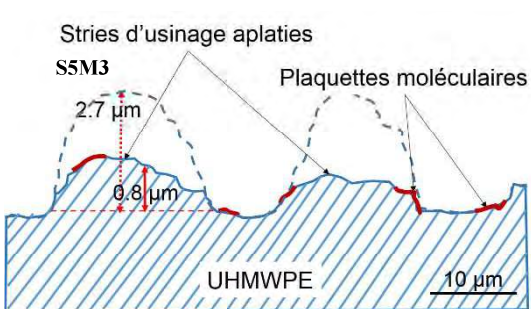
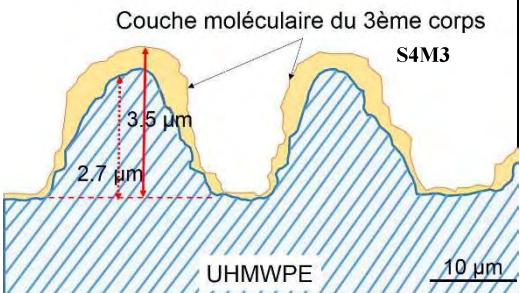
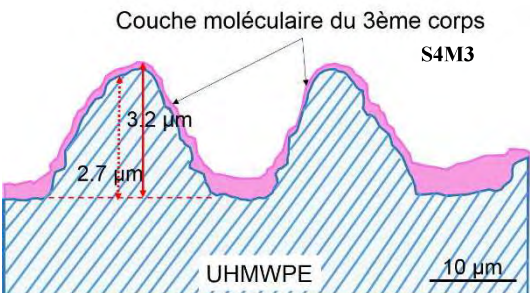
Lubrifiant	Sec	Sérum de veau
μ	0.08 → 0.08	0.17 → 0.11
Mécanisme d'accommodation des vitesses	<p>Deformation des stries d'usinage</p>  <p>Particules d'usure d'UHMWPE</p> <p>S5M3</p> <p>S5M2</p> <p>UHMWPE</p> <p>10 μm</p> <p>Génération de particules d'usure qui sont à l'origine des rayures dans la trace de frottement sur la surface d'UHMWPE en modifiant la morphologie des stries d'usinage : S5M2, S3M3, S5M3</p>	<p>Stries d'usinage aplaties</p>  <p>S5M3</p> <p>Plaquettes moléculaires</p> <p>UHMWPE</p> <p>10 μm</p> <p>Formation de rouleaux des protéines à l'intérieur de contact, rouleaux qui vont fusionner, leur taille va augmenter jusqu'au moment où vont casser en formant des plaquettes : S3M4, S5M3</p>
Lubrifiant	Sérum+	Gel-IN
μ	0.07 → 0.05	0.010 → 0.009
Mécanisme d'accommodation des vitesses	<p>Couche moléculaire du 3^{ème} corps</p>  <p>S4M3</p> <p>UHMWPE</p> <p>10 μm</p> <p>Formation d'une couche de 3^{ème} corps constituée par des phospholipides et des protéines ou par un mélange liquide et particules, qui couvre les stries d'usinage sur la surface d'UHMWPE. Cette couche de 3^{ème} corps protège la surface d'UHMWPE et favorise un faible coefficient de frottement : S2M3, S4M3</p>	<p>Couche moléculaire du 3^{ème} corps</p>  <p>S4M3</p> <p>UHMWPE</p> <p>10 μm</p> <p>Formation d'une couche très fine de 3^{ème} corps constituée par des phospholipides et des protéines, qui couvre les stries d'usinage sur la surface d'UHMWPE. Cette couche de 3^{ème} corps protège la surface d'UHMWPE, inhibe le transfert de polyéthylène sur la contreface et favorise un très faible coefficient de frottement : S3M3, S4M3,</p>

Tableau IV-2 Synthèse des résultats validation du lubrifiant sur bio-tribomètre

4.3.1.5 Essais de frottement sur simulateur de frottement

4.3.1.5.1 Le dispositif et les conditions d'essai

Un deuxième dispositif expérimental a été choisi pour la validation des lubrifiants biomimétiques, il s'agit d'un simulateur de frottement conçu au LaMCoS (Pedeba). Ce simulateur de frottement permet :

- une investigation tribologique du contact par la mesure du coefficient de frottement;
- des conditions de contact plus réalistes du point de vue géométrie de contact (configuration cylindre/plan) et cinématique de contact (charge, pression de contact, déplacement). Le simulateur Pedeba permet également une mise en place des échantillons en position anatomique ainsi qu'un meilleur contrôle du lubrifiant (température, volume).

Grâce à ce dispositif expérimental, schématisé ci-dessous, dans la Figure IV-32, le triplet tribologique a été créé en utilisant deux 1^{ers} corps en contact, un galet un CoCr qui représente la partie fémorale et un plateau UHMWPE qui représente la partie tibiale, séparés par le 3^{ème} corps, lubrifiant standard ou biomimétique.

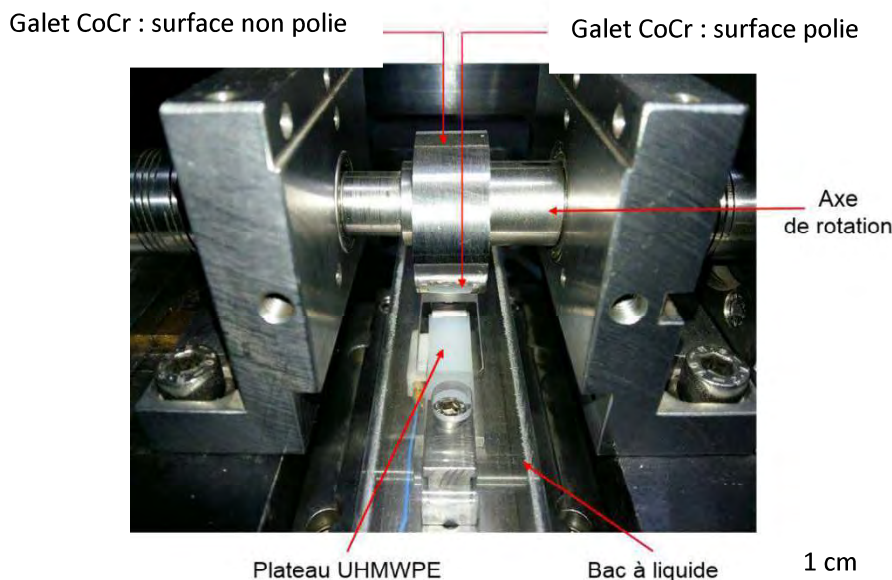


Figure IV-32 Configuration cylindre/plan pour les essais de validation du lubrifiant sur simulateur Pedeba

En ce qui concerne les deux 1^{ers} corps, ils sont représentés par :

- un plateau tibial plat en UHMWPE, taille 3, épaisseur 11 mm, fourni par Tornier (E = 0,8 GPa) qui a été découpé conformément à l'Annexe 6.
- un galet en CoCr, rayon de 22 mm (E = 210 GPa), schématisé dans la Figure IV-33.

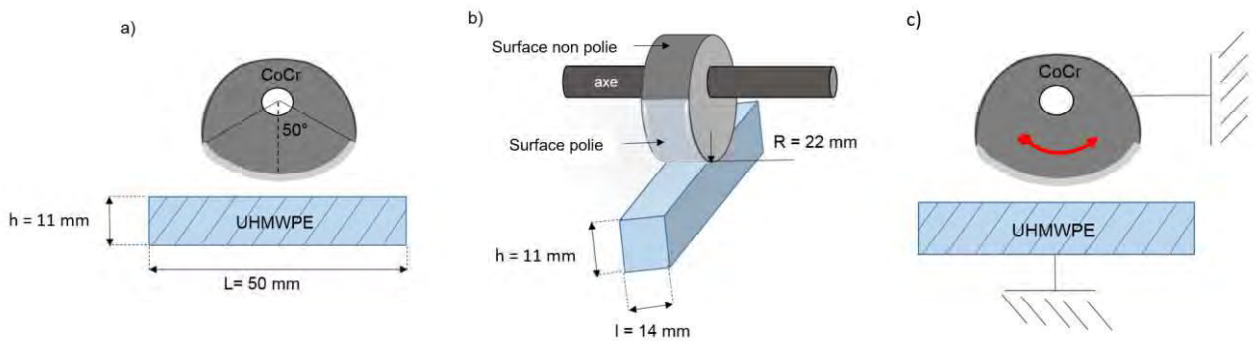


Figure IV-33 Schéma galet CoCr

Par rapport aux stries d'usinage au niveau du plateau en UHMWPE, le frottement a eu lieu parallèlement aux stries d'usinage sur une grande zone. Sur des plus petites zones les stries d'usinage étaient inclinées à 30° par rapport à la zone du frottement.

Pour chaque test, le temps de frottement a été de 9h (540 min ce qui correspond à ~ 4000 cycles). Les paramètres utilisés pour tous les essais de frottement de la configuration galet CoCr - plateau UHMWPE sont présentés dans le voir Tableau IV-3.

Paramètres essais validation lubrifiant	Force normale F_n (N)	100
	Pression de contact (MPa) max	9,7
	Période (ms)	8000
	Vitesse (dev/s)	0,1
	Rotation (°)	28
	Temps de frottement (h)	9
	Cycles	4000

Tableau IV-3 Paramètres fixés lors des essais de validation du lubrifiant sur simulateur Pedeba

La pression maximale de contact a été d'environ 9,7 MPa. Cette pression appartient à l'intervalle des pressions du contact enregistrées au niveau du compartiment médiale d'une prothèse de genou avec un plateau tibial fixe qui est de 8-30 MPa en fonction du degré de flexion [10 - 12].

Les implants tibiaux en UHMWPE ont été fixés dans un bac à liquide et le galet CoCr a été fixé sur un axe de rotation. Une charge de 100N a été appliquée par des vérins hydrauliques et elle a été fixée en position statique. La cinématique imposée a été de type roulement et glissement: plateau en UHMWPE fixe et galet en CoCr qui roulait sur la surface du plateau jusqu'au maximum 28°. La mesure des efforts de contact a été réalisée via une cellule de mesure piézoélectrique.

La fréquence a été de 0,125 Hz. Le simulateur Pedeba fonctionne à base d'un asservissement de type maître/esclave, la table étant le maître.

20 ml de lubrifiant ont été ajoutés dans le bac à liquide avant chaque démarrage d'essai afin de couvrir complètement la surface du plateau tibial.

Les trois lubrifiants, sérum de veau, Sérum+ et le liquide synovial Gel-IN ont été testés. Les résultats obtenus du sérum de veau, coefficient de frottement et mécanismes d'accommodation des vitesses, ont été comparés avec les résultats obtenus des lubrifiants biomimétiques.

4.3.1.5.2 Frottement en présence de sérum de veau

Le coefficient de frottement mesuré en présence de sérum de veau a varié de 0,15 au début de frottement jusqu'à 0,28 à la fin de frottement. Les analyses effectuées par microscopie de fluorescence et par MEB (voir Tableau IV-4) ont mis en évidence une couche de 3^{ème} corps éjectée en dehors de la trace de frottement. Cette couche non-uniforme est visible en lumière verte, autant au niveau de la surface d'UHMWPE (Tableau IV-4 A) qu'au niveau de la surface CoCr (Tableau IV-4 C), elle étant constituée, entre autre, par des protéines. Au niveau de la trace de frottement, des rayures parallèles à la direction de frottement ont été mises en évidence sur la surface d'UHMWPE (Tableau IV-4 B). Les rayures sont à l'origine d'un déchirement de la matière avec génération des particules de 3^{ème} corps (particules d'UHMWPE) qui restent piégées dans le contact et qui vont rayer la surface lors du frottement. Une couche de 3^{ème} corps, éjectée à la périphérie de la zone de frottement a été mise en évidence ainsi que des plaquettes de 3^{ème} corps (particules des lambeaux) identifiées dans la trace de frottement. Une couche fine et non uniforme de 3^{ème} corps a été aussi identifiée hors la zone de frottement sur la surface de CoCr (Tableau IV-4 C, D et D'). Concernant la composition chimique de la couche identifiée au niveau de la surface de CoCr (Figure IV-34), une faible quantité de C et de très faibles quantités de N et O ont été mise en évidence, ce qui confirme un léger transfert d'UHMWPE lors du frottement sur la contre face en CoCr.

L'ensemble de ces phénomènes indique des mécanismes d'accommodation de vitesse de type S_3M_2 et S_3M_3 , qui sont groupés dans le tableau IV-7.

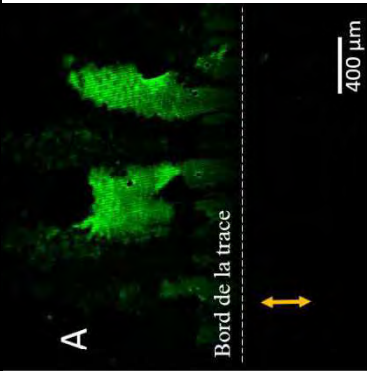
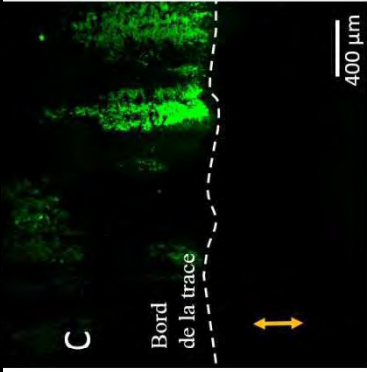
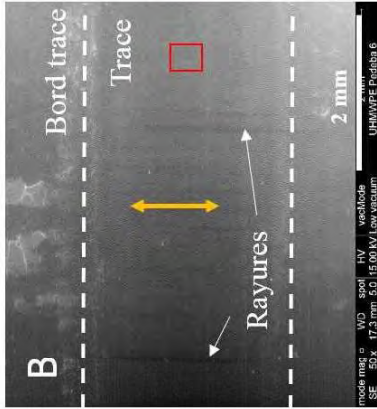
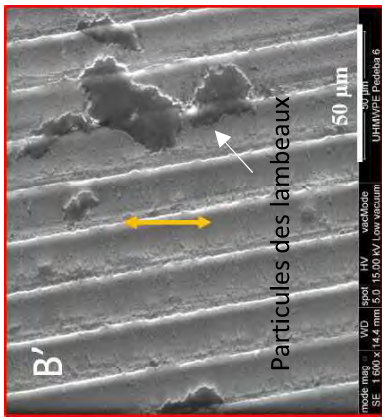
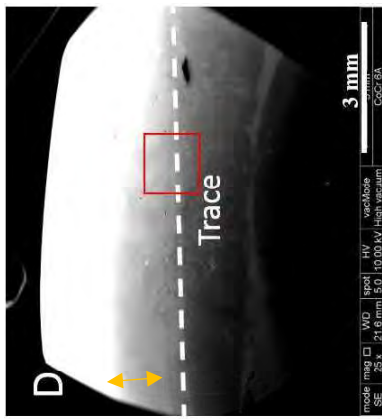
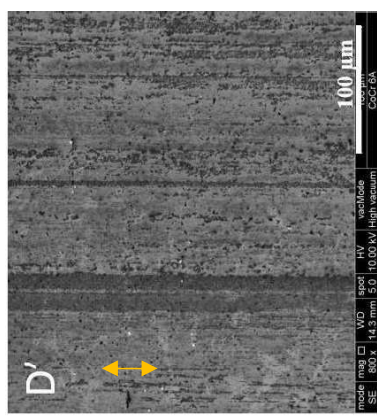
UHMWPE		CoCr		
Trace/Périphérie (bord) trace de frottement				
Microscopie de fluorescence	Lumière verte			
MEB				

Tableau IV-4 Visualisation par microscopie de fluorescence et par MEB de la surface UHMWPE et CoCr après frottement sur simulateur de frottement en présence du sérum de veau

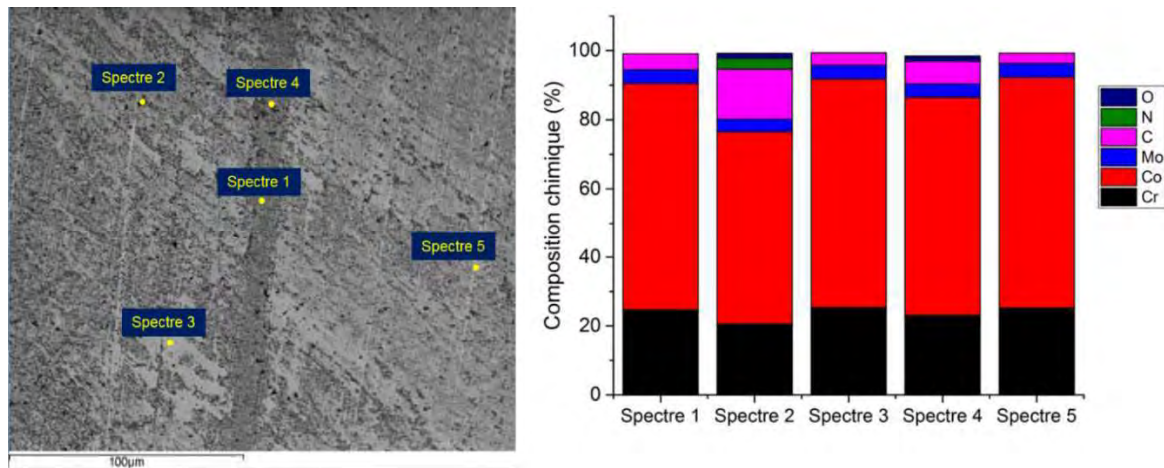


Figure IV-34 Analyse chimique par EDX de la couche du 3^{ème} corps identifiée dans la trace de frottement au niveau du galet CoCr, après frottement sur simulateur de frottement en présence du Sérum+

4.3.1.5.3 Frottement Sérum+

Le coefficient de frottement mesuré en présence de Sérum+ a légèrement augmenté de 0,07 en début de frottement jusqu'à 0,08 à la fin du frottement. Les surfaces d'UHMWPE et CoCr analysées par microscopie de fluorescence et par MEB (voir Tableau IV-5) ont mis en évidence une couche non-uniforme de 3^{ème} corps, visible aussi bien en lumière rouge qu'en lumière verte ce qui indique une composition à base des phospholipides et des protéines. Notre hypothèse est que cette couche est à l'origine d'un coefficient de frottement presque 3 fois plus faible que le coefficient de frottement obtenu lors du frottement avec du sérum de veau.

La microscopie électronique à balayage a mis également en évidence une couche fine de 3^{ème} corps dans la trace de frottement UHMWPE mais aussi une couche non-uniforme au niveau de la trace de frottement CoCr. Par rapport au frottement avec du sérum de veau, il y a plus de N et O dans la composition de cette couche (Figure IV-35) ce qui confirme une composition prédominance protéines et phospholipides. L'ensemble de ces phénomènes indique des mécanismes d'accommodation de vitesse de type S₃M₃.

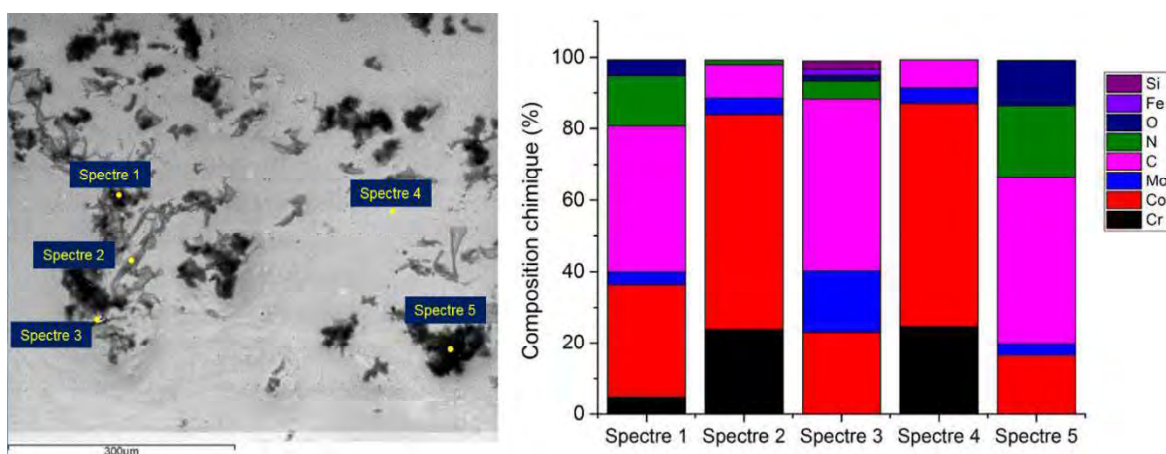


Figure IV-35 Analyse chimique par EDX de la couche du 3^{ème} corps identifiée dans la trace de frottement au niveau du galet CoCr, après frottement sur simulateur de frottement en présence du Sérum+

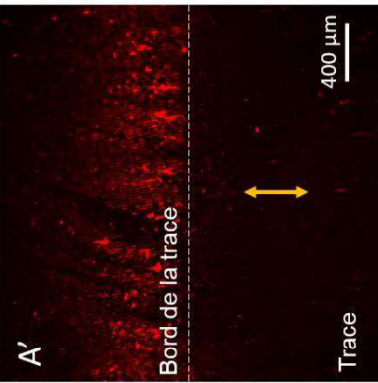
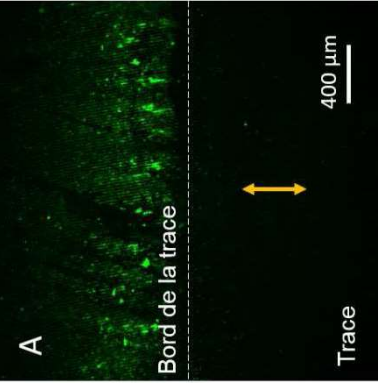
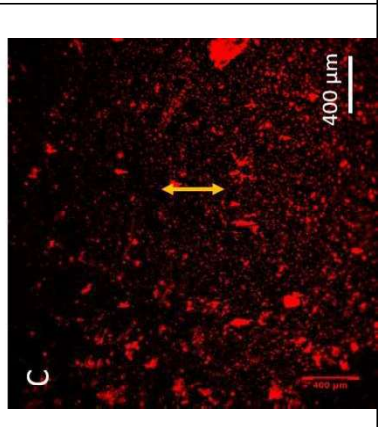
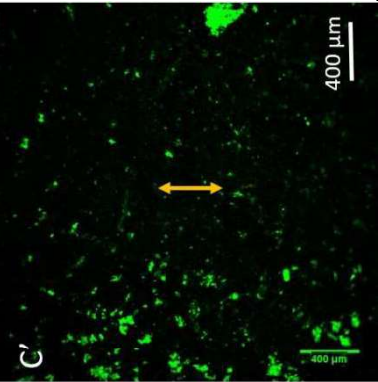
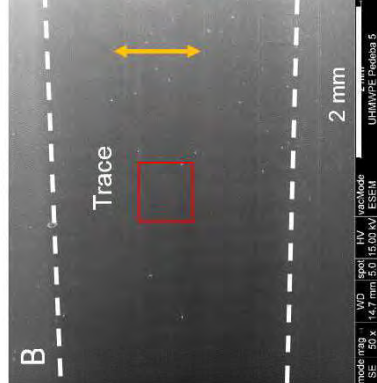
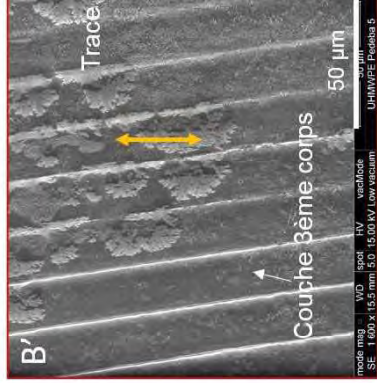
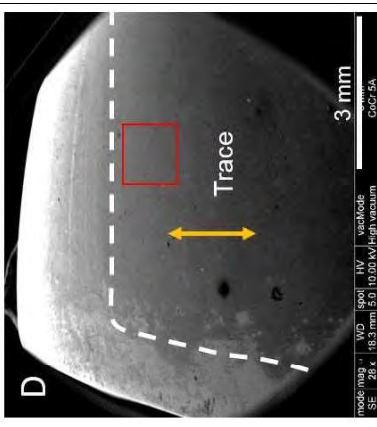
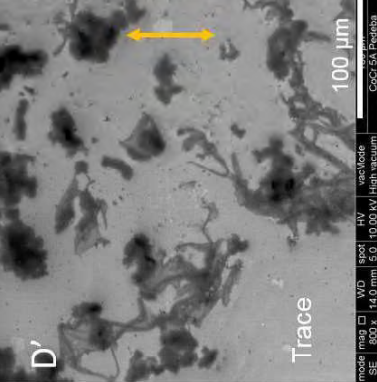
		UHMWPE		CoCr	
		Trace/Périphérie (bord) trace de frottement			
		Lumière rouge		Lumière verte	
Frottement Sérum+ sur simulateur de frottement Pedeba	Microscopie de fluorescence				
					

Tableau IV-5 Visualisation par microscopie de fluorescence et par MEB de la surface UHMWPE et CoCr après frottement sur simulateur de frottement en présence du Sérum+

4.3.1.5.4 Frottement Gel-IN

Le coefficient de frottement mesuré en présence du liquide synovial biomimétique de type Gel-IN a été de 0,04 et constant tout au long de frottement. Les surfaces d'UHMWPE et CoCr ont été analysées par microscopie de fluorescence et par MEB (voir Tableau IV-6). Similaire au frottement avec du Sérum+, une couche de 3^{ème} corps a été identifiée sur les surfaces d'UHMWPE et CoCr. La couche discontinue et non-uniforme est visible aussi bien en lumière rouge (phospholipides) qu'en lumière vert (protéines). Par rapport à la composition chimique de cette couche au niveau du CoCr, la présence du N et de O indique une composition à base des protéines et des phospholipides ce qui veut dire que cette couche est constituée par du liquide synovial.

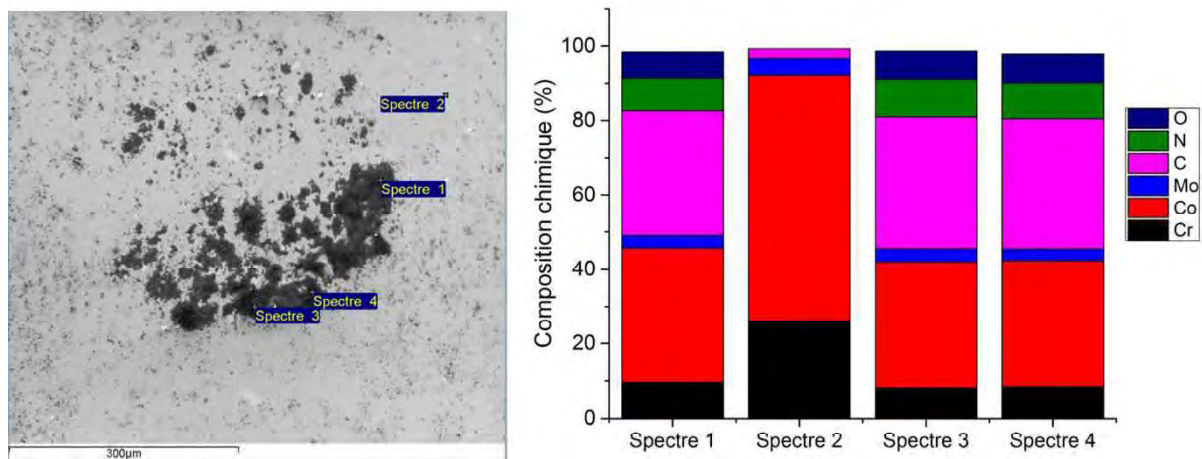


Figure IV-36 Analyse chimique par EDX de la couche du 3^{ème} corps identifiée dans la trace de frottement au niveau du galet CoCr, après frottement sur simulateur de frottement en présence du liquide synovial biomimétique de type Gel-IN.

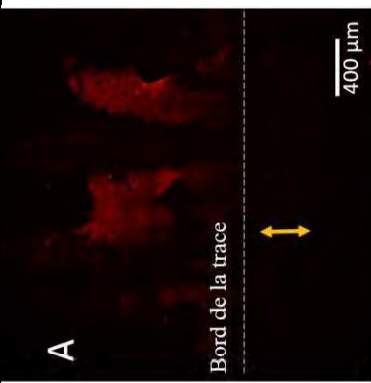
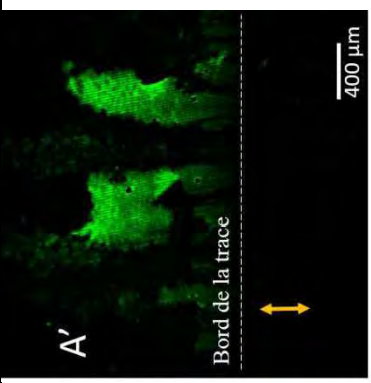
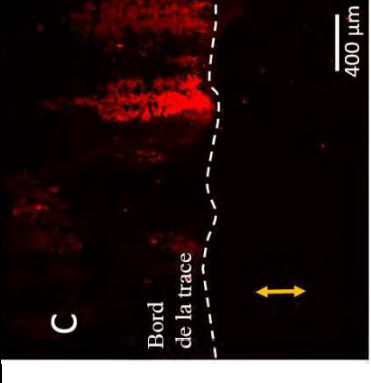
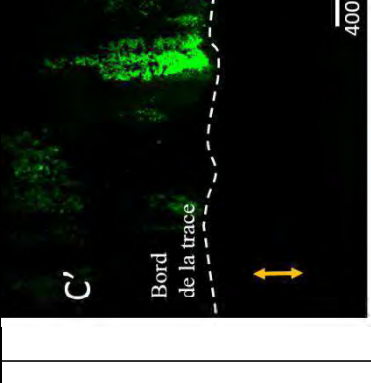
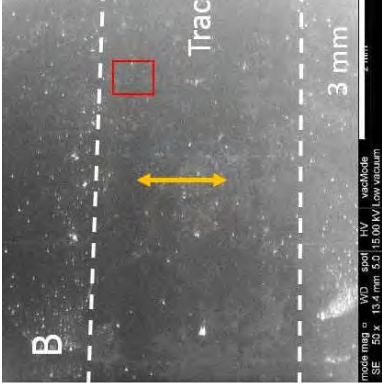
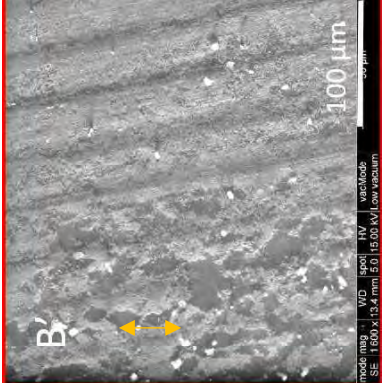

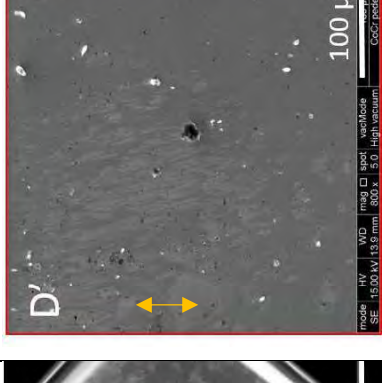
		UHMWPE		CoCr	
		Trace/Périphérie (bord) trace de frottement			
		Lumière rouge	Lumière verte	Lumière rouge	Lumière verte
Frottement liquide biomimétique de type Gel-IN sur simulateur de frottement Pedeba	Microscopie de fluorescence				
	MEB				

Tableau IV-6 Visualisation par microscopie de fluorescence et par MEB de la surface UHMWPE et CoCr après frottement sur simulateur de frottement en présence du liquide synovial biomimétique de type Gel-IN

4.3.1.5.5 Synthèse des résultats et Discussions

Une deuxième approche pour la validation du lubrifiant a été l'utilisation de conditions de contact plus réalistes d'un point de vue de la géométrie et cinématique de contact en utilisant un simulateur de frottement (PEDEBA). Cette approche originale a visé la mise en évidence du rôle tribologique des lubrifiants biomimétiques ainsi que de leurs composants tels que les assemblages lipidiques et le gel glycoprotéique, dans le cas d'un couple de frottement CoCr/UHMWPE, sous un régime de lubrification de type limite. Dans un premier temps, le coefficient de frottement a beaucoup augmenté dans le cas du frottement Sérum de veau (de 0,15 au 0,28) ce qui explique une accommodation de vitesse réalisée par un détachement des particules, particules à l'origine des rayures sur la surface de UHMWPE. Une tendance légèrement croissante du coefficient de frottement a été mise en évidence pour le frottement Sérum+ (de 0,07 au 0,09), le mécanisme d'accommodation de vitesse étant décrit par une adsorption des protéines et phospholipides sur les deux surfaces, UHMWPE et CoCr qui ont formé une couche fine de 3^{ème} corps à l'intérieur du contact. Par rapport au frottement en présence du Gel-IN, le coefficient de frottement a légèrement diminué (de 0,06 au 0,04) le mécanisme d'accommodation de vitesses étant décrit, similaire au frottement Sérum+, par une adsorption des protéines et phospholipides sur les deux surfaces, UHMWPE et CoCr. L'adsorption des macromolécules du lubrifiant a entraîné la formation d'une couche fine de 3^{ème} corps à l'intérieur du contact.

Une analyse plus approfondie par profilométrie a été réalisée au niveau de tous les plateaux UHMWPE afin de définir la profondeur maximale de la trace du frottement (voir Tableau IV-7). Les résultats sur la profondeur sont tout à fait cohérents avec la valeur du coefficient de frottement : plus le coefficient de frottement est important, plus la trace de frottement est profonde.

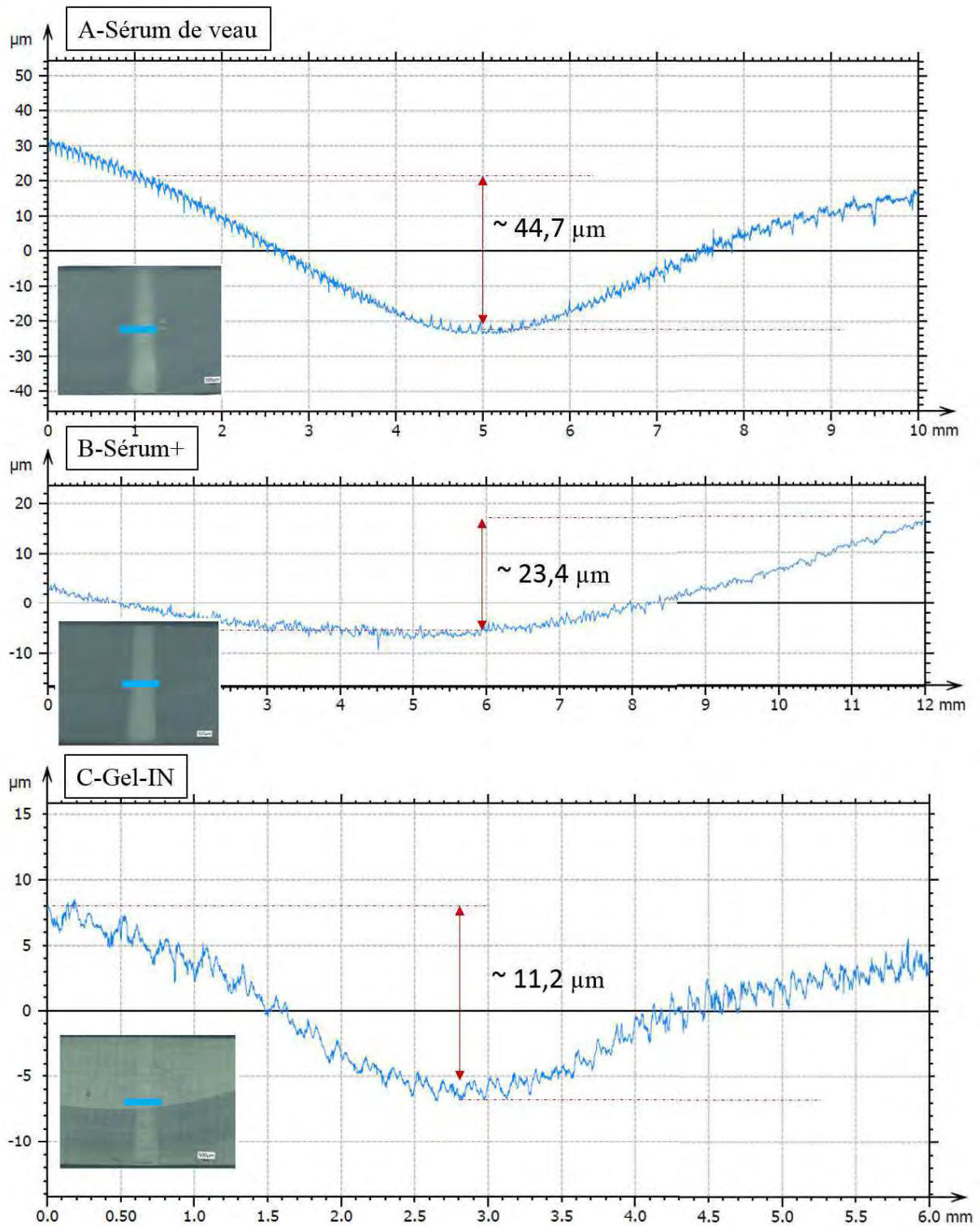


Figure IV-37 Profil perpendiculaire à la largeur de la trace de frottement au niveau des plateaux tibiaux en UHMWPE, illustrant la profondeur maximale de celle-ci

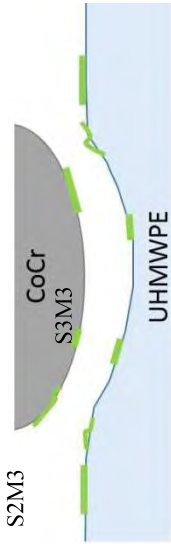
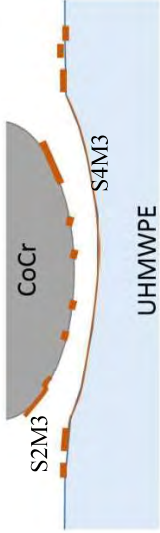
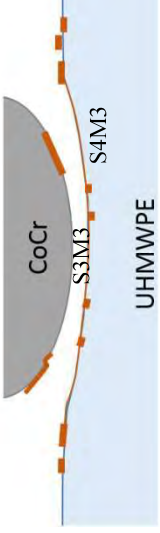
Lubrifiant	Sérum de veau	Sérum +	Gel-IN
μ	0,15 → 0,28	0,07 → 0,09	0,06 → 0,04
Profondeur maximale trace de frottement (UHMWPE) (μ m)	44,7 μ m	23,4 μ m	11,2 μ m
Schématisation du contact et des mécanismes d'accommodation des vitesses suite aux analyses post frottement	 <p>Trace de frottement la plus profonde avec éjection de matière à la périphérie et présence de quelques plaquettes au centre de la trace de frottement</p>	 <p>Trace de frottement visible, la plus large mais non profonde</p>	 <p>Trace de frottement la moins visible et moins profonde</p>
	Déchirement de la matière avec génération des particules de 3 ^{ème} corps (particules d'UHMWPE), piégées dans le contact et qui sont à l'origine des rayures sur la surface de UHMWPE lors du frottement: S3M3, S5M2, S5M3	Formation d'une couche fine et non uniforme de 3 ^{ème} corps (couche de protéines + phospholipides) à l'intérieur du contact ainsi que l'éjection de la matière hors contact : S2M3, S4M3	Formation d'une couche fine et non uniforme de 3 ^{ème} corps (couche de protéines et phospholipides) à l'intérieur du contact ainsi que l'éjection de la matière hors contact : S3M3, S4M3

Tableau IV-7 Synthèse des résultats validation du lubrifiant sur simulateur de frottement

4.3.1.6 Conclusions préliminaires

Par rapport aux résultats issus du bio tribomètre (verre/UHMWPE), les résultats issus du simulateur de frottement n'ont pas présenté vraiment la même tendance. En termes de coefficient de frottement, une différence majeure a été observée quand le frottement a été réalisé en présence de sérum de veau : légère diminution du coefficient quand le frottement a été réalisé sur bio-tribomètre et importante augmentation quand le frottement a été réalisé sur PEDEBA. Indépendamment de la méthodologie et du dispositif utilisé, le coefficient de frottement le plus élevé a été enregistré dans cas de frottement du sérum de veau. Les mécanismes d'accommodation des vitesses sont également différents. Une formation des rouleaux protéiques et un aplatissement des stries d'usure ont été mises en évidence pour le frottement sur bio tribomètre tandis qu'un arrachement de matière avec la formation des particules d'usure et formation des rayures ont été mise en évidence pour le frottement sur simulateur de frottement.

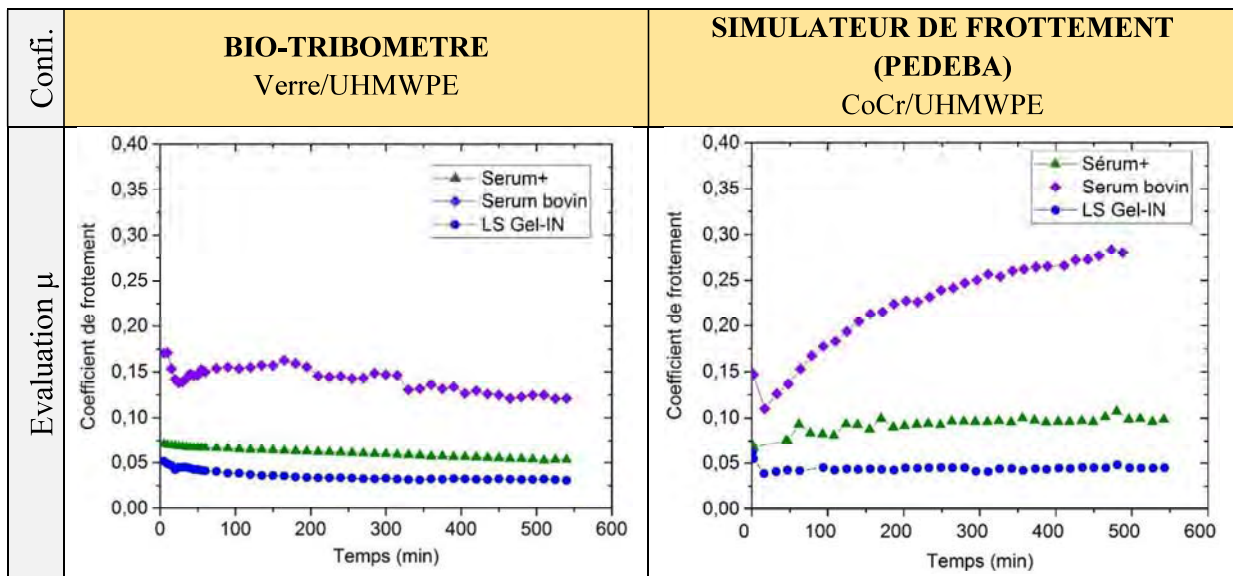


Tableau IV-8 Evaluation du coefficient de frottement dans les configurations verre/UHMWPE et CoCr/UHMWPE

Le coefficient de frottement en présence du Sérum+ et du Gel-IN est globalement stable. Toutefois, une légère diminution du coefficient de frottement a été identifiée pour tous les lubrifiants dans la configuration verre/UHMWPE. En revanche, dans la configuration CoCr/UHMWPE une augmentation importante du coefficient de frottement est observée pour le Serum bovin.

Une différence notable de coefficient de frottement entre le Gel-IN et le Sérum+ peut être remarquée dans les deux configurations. Etant donné la structure similaire de ces deux lubrifiants, la différence du coefficient de frottement ne peut être expliquée que par leur composition protéique légèrement différente. Si le liquide synovial biomimétique est constitué que par des albumines, le Sérum+ contient aussi des globulines. Comme on a déjà montré, les globulines favorisent un coefficient de frottement plus élevé par rapport aux albumines car elles peuvent décrocher les couches moléculaires ayant un rôle protecteur pour les surfaces frottantes [8], [13], [14]. En effet, il a été déjà montré que, dans une articulation synoviale naturelle, les phospholipides et certaines protéines se lient à la surface du cartilage articulaire, ayant un rôle protecteur et favorise la lubrification en régime limite [15], [16]. Pendant nos essais *ex vivo* les résultats ont révélé le même rôle protecteur

de ces deux macromolécules du liquide synovial dans les articulations artificielles comme dans une articulation naturelle par la formation d'une couche de 3^{ème} corps qui couvre la surface d'UHMWE.

Une étude précédemment rapportée [17] a montré que l'UHMWPE présente des performances tribologiques médiocres lors de l'utilisation d'un liquide synovial synthétique par rapport à un lubrifiant à base de sérum. Toutefois, les auteurs considèrent que le liquide synovial synthétique est une alternative plus réaliste qu'un lubrifiant à base de sérum bovin, car la morphologie des particules d'usure est similaire à celle trouvée *in vivo*. Contrairement à l'étude bibliographique, les résultats de nos tests *ex vivo* ont révélé de meilleures performances tribologiques lors de l'utilisation d'un liquide synovial synthétique (Sérum+ et Gel-IN). Cette différence peut être expliquée par la composition du Sérum+ et Gel-IN qui respecte la structure du liquide synovial naturel. Cette structure a été totalement négligée dans l'étude précédemment rapportée.

Pour la suite de notre étude, le liquide synovial biomimétique Sérum+ a été validé comme le liquide synovial idéal nécessaire aux tests de frottement *ex-vivo*. Il a été choisi malgré un coefficient de frottement légèrement plus élevé que le Gel-IN car la présence des globulines dans sa composition fait que le Sérum+ ait une composition et une structure macromoléculaire plus proche du liquide synovial naturel.

4.3.2 Optimisation du Mécanisme

L'optimisation du mécanisme représente la deuxième étape pour l'évaluation de la durée de vie des matériaux constituant les implants articulaires de genou et la compréhension des comportements tribologiques *in vivo*.

Pour ce faire, une adaptation du simulateur de frottement Pedeba en configuration de simulateur de marche a été réalisée, afin de reproduire plus précisément les mouvements locaux du genou en présence du lubrifiant Sérum+ validé dans la section IV.3.1.

4.3.2.1 Dispositif expérimental et conditions d'essai

Le dispositif utilisé est le simulateur de frottement Pedeba, utilisé auparavant dans la configuration galet CoCr et UHMWPE pour la validation du lubrifiant. Ce dispositif a été optimisé afin de permettre :

- une fixation de l'implant métallique en CoCr dans sa position anatomique ;
- une exécution de mouvements de flexion-extension sous une pression de contact réaliste.

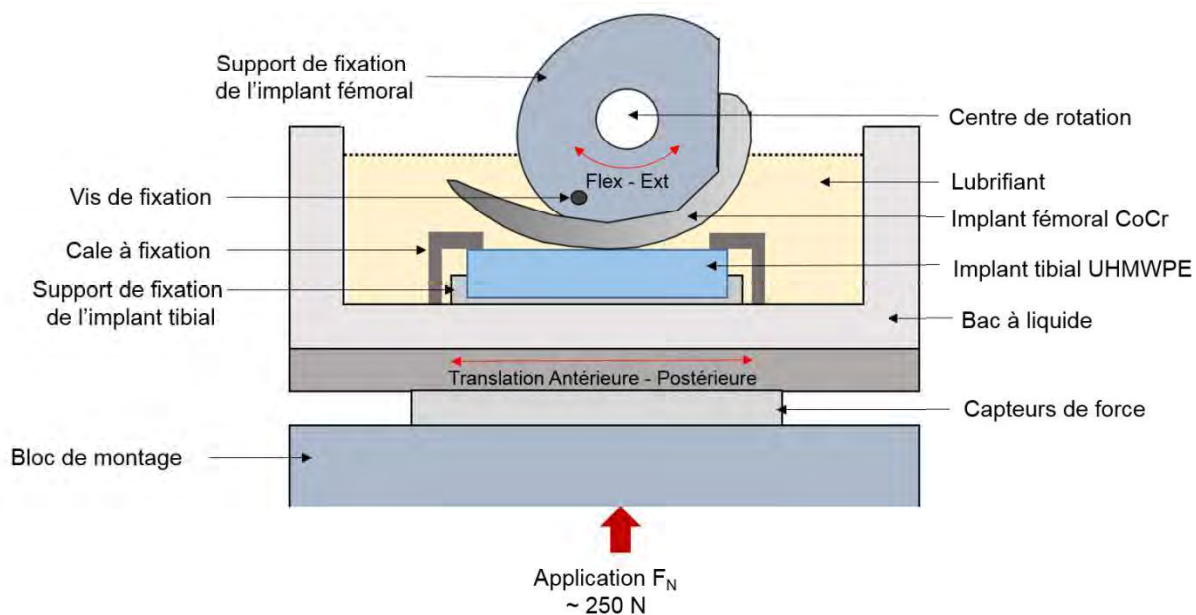


Figure IV-38 Schématisation de la configuration implant fémoral CoCr et plateau tibial en UHMWPE lors des essais de frottement en présence de Sérum+

Après plusieurs essais de validation du simulateur dans la nouvelle configuration, un test de frottement d'environ 98 000 cycles a été réalisé. Pour ce test une prothèse de genou unicompartmentale (HLS Uni Tornier) a été mise en position anatomique. Un implant fémoral en CoCr de taille 1, épaisseur 3 mm et un implant tibial en UHMWPE de taille 5, épaisseur 11 mm, ont été utilisés. L'implant CoCr a été fixé sur un axe de rotation à l'aide d'une vis et d'un support de fixation.

L'implant UHMWPE a été fixé au fond d'un bac à liquide, à l'aide de cales de fixation métalliques. L'UHMWPE représente le 1^{er} corps immobile. 20 ml de liquide de type Sérum+ ont été ensuite ajoutés dans le bac à liquide afin de couvrir la surface de l'UHMWPE (Figure IV-39). Le test de

frottement a été réalisé à température ambiante. Les paramètres appliqués, caractéristiques au régime de lubrification limite, ont été détaillées dans le Tableau IV-9. Le comportement tribologique a été évalué uniquement en phase d'appui, c'est-à-dire quand les contraintes au niveau du contact fémur/tibia sont les plus importantes. Le dispositif permet la mesure du coefficient de frottement entre le CoCr et l'UHMWPE en présence de Sérum+. Les forces normales (F_n) et les forces tangentiels (F_t) sont mesurées en continu par une cellule de mesure de forces piézoélectrique tri-directionnelle Kistler. Le frottement est défini comme le ratio F_t/F_n .

Phase de la marche : APPUI		
Paramètres essais validation lubrifiant	Force normale F_n (N)	250
	Pression de contact (MPa) max	30 MPa
	Fréquence (Hz)	0,125
	Flexion-Extension (°)	0-15°
	Temps de frottement (jours/heures)	10/213
	Cycles	~98 000

Tableau IV-9 Paramètres fixés lors des essais optimisation du mécanisme sur simulateur Pedeba

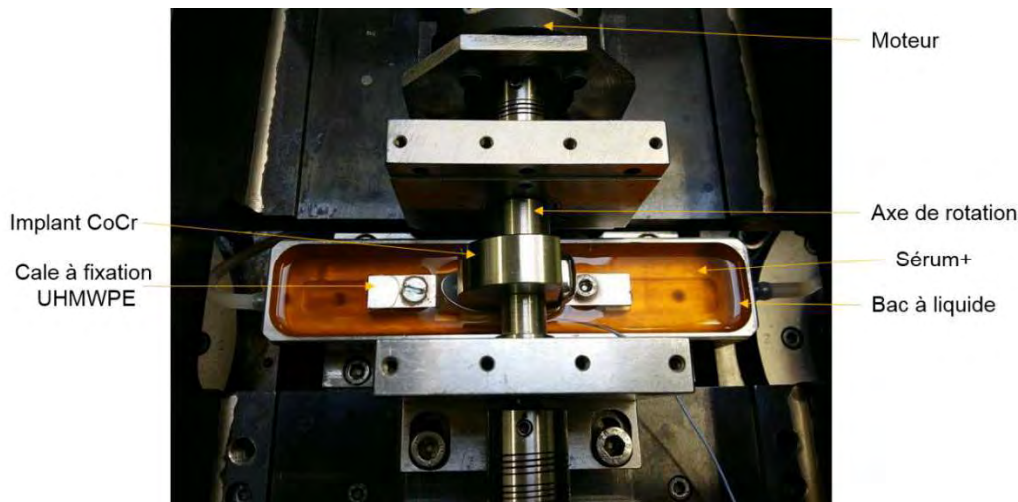
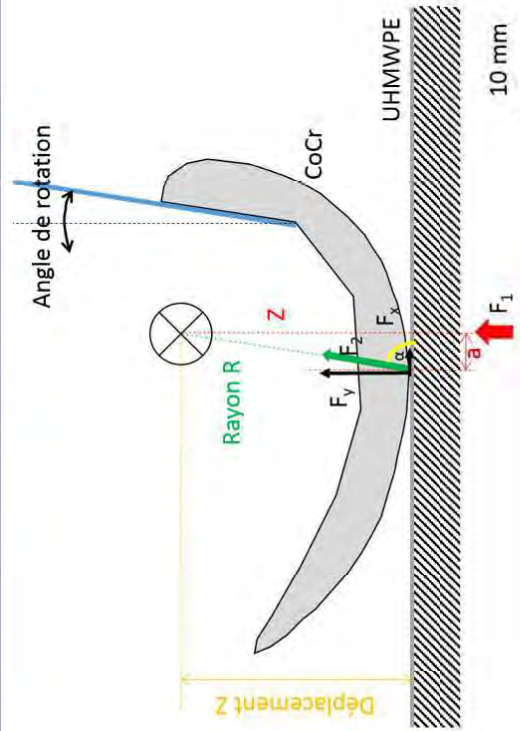
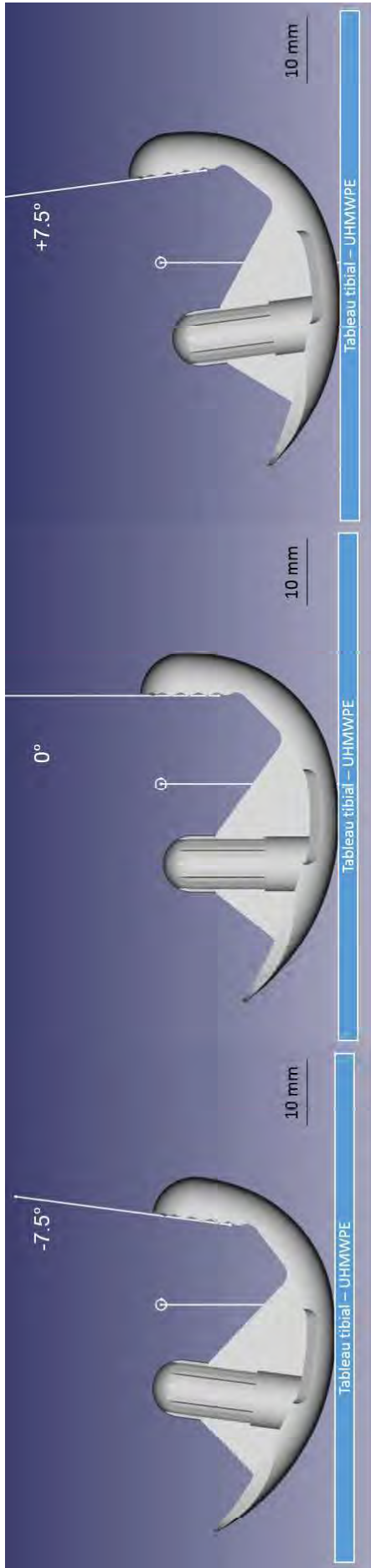


Figure IV-39 Photo représentative de la mise en place des implants dans leur position anatomique

4.3.2.2 Résultats

Dès le début du frottement, une légère variation de la force normale a été remarquée. Cette force, initialement fixée à 250N, a oscillé entre 210 et 260N à cause de la géométrie complexe de l'implant fémoral en CoCr, caractérisé par des rayons de courbure différents dans la zone de frottement. A l'aide du logiciel FreeCAD, le bras de levier par rapport à l'angle de rotation de l'implant CoCr ainsi que le déplacement en Z ont été analysés. Comme on peut le constater dans la Figure IV-40, une différence de rayon de courbure du CoCr, d'environ 1,25 mm entraîne un déplacement en Z d'environ 1 mm.



Angle de rotation (°)	Déplacement Z (mm)	Bras de levier (mm)	Rayon R (mm)
-7.5	25,11	3,26	25,32
-3	25,38	3,38	25,60
0	25,58	3,60	25,83
3	25,79	3,80	26,06
6	26,01	3,99	26,31
7.5	26,13	4,84	26,57
Difference min/max	1,02	1,58	1,25

Figure IV-40 Illustration du déplacement en Z, du bras de levier et du rayon de l'implant CoCr par rapport à l'angle de rotation

Dans ces conditions, le système d'asservissement du dispositif expérimental n'est pas assez réactif pour compenser le déplacement en Z et, par conséquent, il n'arrive pas à maintenir une force normale constante. La légère variation de la force normale lors de l'essai de frottement n'est pas vraiment un phénomène indésirable. En effet, lors du cycle de marche la force normale varie en fonction de la phase de contact entre le pied et le sol.

Les variations de force normale et de force tangentielle ont été illustrées dans l'Appendix 7. La variation de la force normale a été ainsi prise en compte pour le calcul du coefficient de frottement. Ainsi, la moyenne entre la F_n min et la F_n max a été utilisé pour calculer le coefficient de frottement. On peut le constater dans la Figure IV-41 que le coefficient de frottement a diminué de 0,09 jusqu'à 0,05. Pour mieux comprendre l'origine du coefficient de frottement, des analyses post frottement de la surface CoCr et de la surface UHMWPE ont été menées.

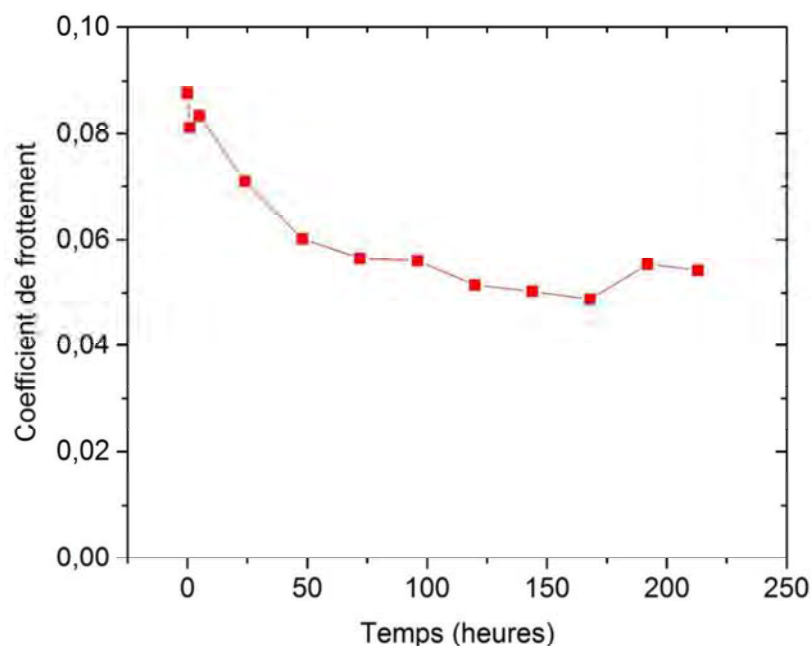


Figure IV-41 Variation du coefficient de frottement lors de l'essai sur simulateur de marche (~ 98 000 cycles)

4.3.2.3 Méthodologie d'analyse des surfaces frottées

Avant l'analyse post frottement, les deux surfaces CoCr et UHMWPE ont été légèrement rincés à l'eau ultra pure pour enlever le surplus de lubrifiant mais pas les particules.

Les analyses post frottement de la surface d'UHMWPE ont été conduites en utilisant :

- la microscopie numérique (Keyence, VHX-2000F) avec un objectif Z100, à un grossissement 200x – pour obtenir une image d'ensemble de la trace de frottement et pour mettre en évidence, macroscopiquement, des éventuelles modifications de la surface d'UHMWPE. Une image de la totalité de la zone de frottement a été obtenue par la technique d'assemblage de plusieurs images à des échelles d'ordre μm . Le

principe consiste à se poser approximativement au centre de la trace de frottement et par déplacement sur x, y, des images se collent à l'image centrale.

- la microscopie de fluorescence (Zeiss Axio Examiner Z1, Leica DMLM)- observations à l'aide d'une camera CCD camera (Leica DC350F) équipée d'un objectif "Fluar" $5 \times / 0.25$ M27 (distance focale = 12,5 mm), et deux lasers (488 and 555 nm) couplés à une caméra de fluorescence (Axio Camera 60 N-C) - pour mise en évidence des protéines et des phospholipides, marquées à l'aide des molécules fluorescentes lors de la fabrication du Sérum+. Cette technique permet éventuellement, la mise en évidence des particules de polyéthylène.
- la profilometrie (Altisurf 500) - pour la réalisation des cartographies 2D de la trace de frottement sur la surface d'UHMWPE à partir desquelles le taux d'usure volumique a été calculé.
- la microscopie électronique à balayage (MEB, FEI company, QuantaTM 600, Tungsten W) avec chambre large à filament tungstène. Pour la totalité des images, le mode vacuum ESEM, mode SE et une tension de 10 keV ont été utilisés afin d'obtenir un maximum d'informations sur les 1ers et 3ème corps analysés. Ces paramètres permettent d'obtenir des détails importants dans l'étude morphologique des surfaces, d'analyser les interfaces entre les corps ce qui permettra de décrypter les interactions entre ceux-ci et de reconstruire la vie de contact.

Les analyses post frottement de la surface de CoCr ont été conduites en utilisant les mêmes techniques employées pour la surface d'UHMWPE sauf la microscopie numérique. Une visualisation par microscopie numérique n'a pas été menée due aux nombreux artefacts qui apparaissaient sur l'image à cause de la surface réfléchissante du CoCr.

En plus des techniques mentionnées ci-dessus, la technique EDX a été couplée au MEB pour une analyse chimique de la surface CoCr. Une tension de 10 keV a été utilisée pendant les analyses EDX, celle-ci permettant une analyse plus fiable des couches de 3ème corps sans révéler de manière prépondérante le substrat.

4.3.2.3.1 Analyse post frottement de la surface de UHMWPE

Dans un premier temps, une analyse macroscopique de la surface d'UHMWPE, a été réalisée (Figure IV-42). Une trace de frottement en forme de « 8 », visible à l'œil nu, a été analysée par microscopie numérique. Cette trace de frottement a été délimitée dans 3 zones différentes (Figure IV-43) :

- zone I – périphérie (bord) de la trace ;
- zone II – centre de la trace ;
- zone III – périphérie (bord) de la trace ;

Ces analyses ont permis la mise en évidence d'un écoulement de matière ainsi que la présence d'une couche de 3ème corps à la périphérie de la trace de frottement et des rayures et un 3^{ème} corps, plutôt sous forme des particules, à l'intérieur de la trace.

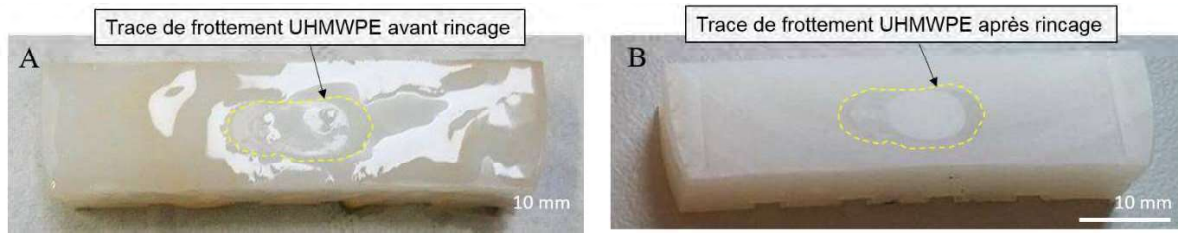


Figure IV-42 Visualisation de la trace de frottement sur la surface d'UHMWPE A) avant rinçage à l'eau ultra pure, B) après rinçage à l'eau ultra pure

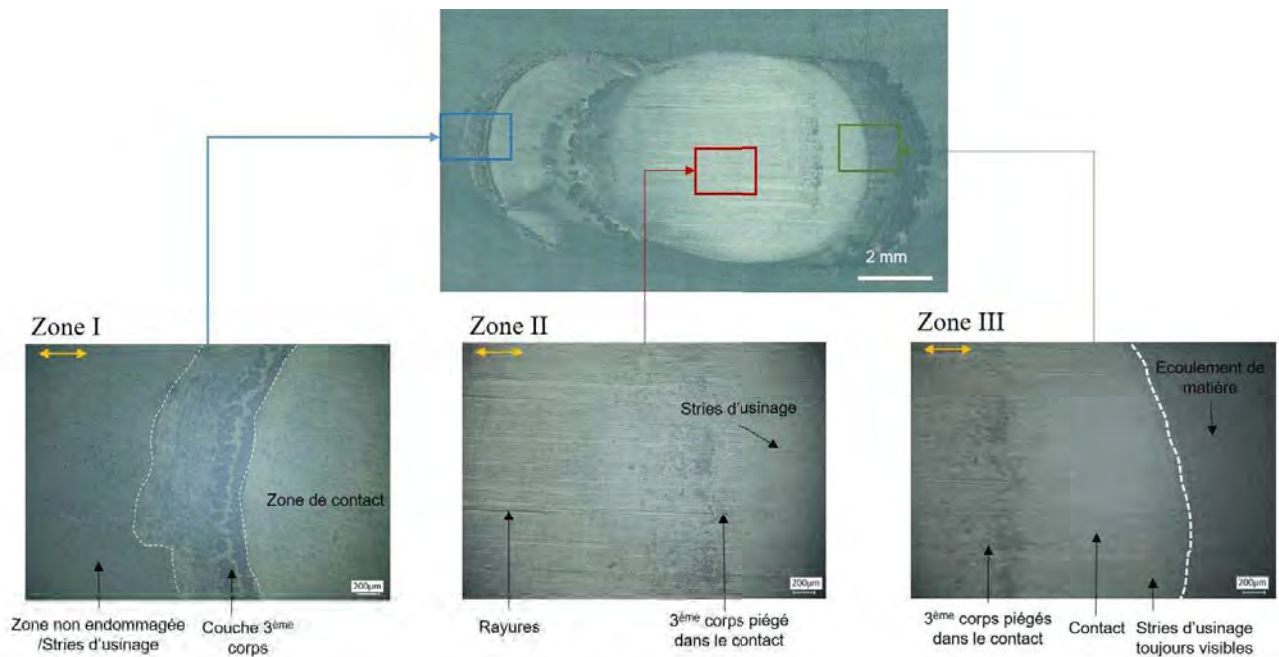


Figure IV-43 Visualisation de la trace de frottement UHMWPE par microscopie numérique

Le tableau IV-10 regroupe les images prises par microscopie de fluorescence au niveau des 3 zones d'intérêt.

Ainsi, dans la zone I, une couche tartinée de 3^{ème} corps est visible aussi bien en lumière verte qu'en lumière rouge. Cela signifie que cette couche est constituée, entre autres, par des phospholipides et des protéines présentes dans le lubrifiant. Dans un premier temps, cette couche semble être formée lors de l'éjection du 3^{ème} corps à l'extérieur du contact.

Dans la zone centrale de la trace de frottement, la zone II, de la matière légèrement visible en lumière verte a été mise en évidence.

Dans la zone III, à la périphérie opposée de la périphérie I de la trace de frottement, la matière écoulee était visible aussi bien en lumière rouge qu'en lumière verte, des protéines et des phospholipides pouvant faire partie de sa composition.


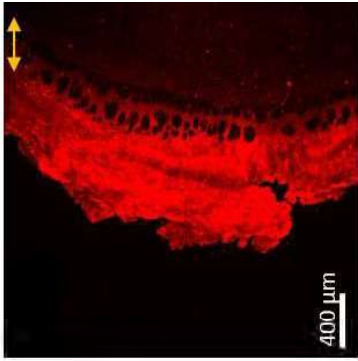

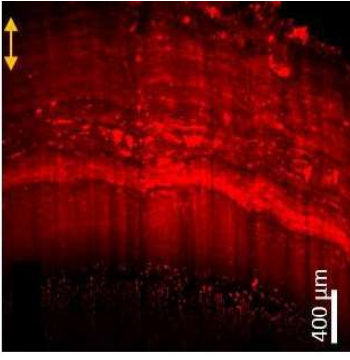
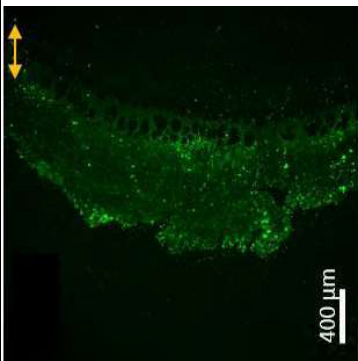
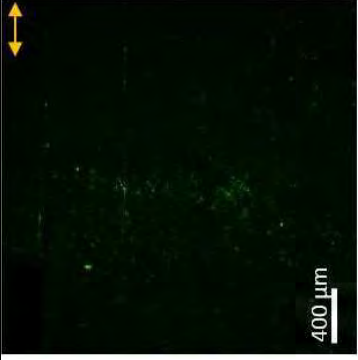
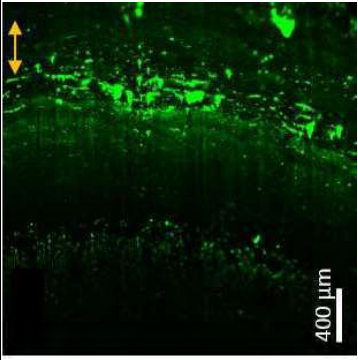
Zones d'intérêt			
Microscopie de fluorescence	Zone I Périphérie de la trace	Zone II Centre de la trace	Zone III Périphérie de la trace
Lumière rouge (phospholipides)			
Lumière verte (protéines)			
Observations	Couche de 3 ^{ème} corps éjectée et tartinée au périphérie de la trace de frottement qui semble être constituée, entre autres, par des protéines et phospholipides	3 ^{ème} corps constitué légèrement par des protéines	Écoulement de la matière/3 ^{ème} corps en périphérie du contact qui semble être constitué, entre autres, par des protéines et phospholipides

Tableau IV-10 Visualisation de la trace de frottement UHMWPE par microscopie de fluorescence

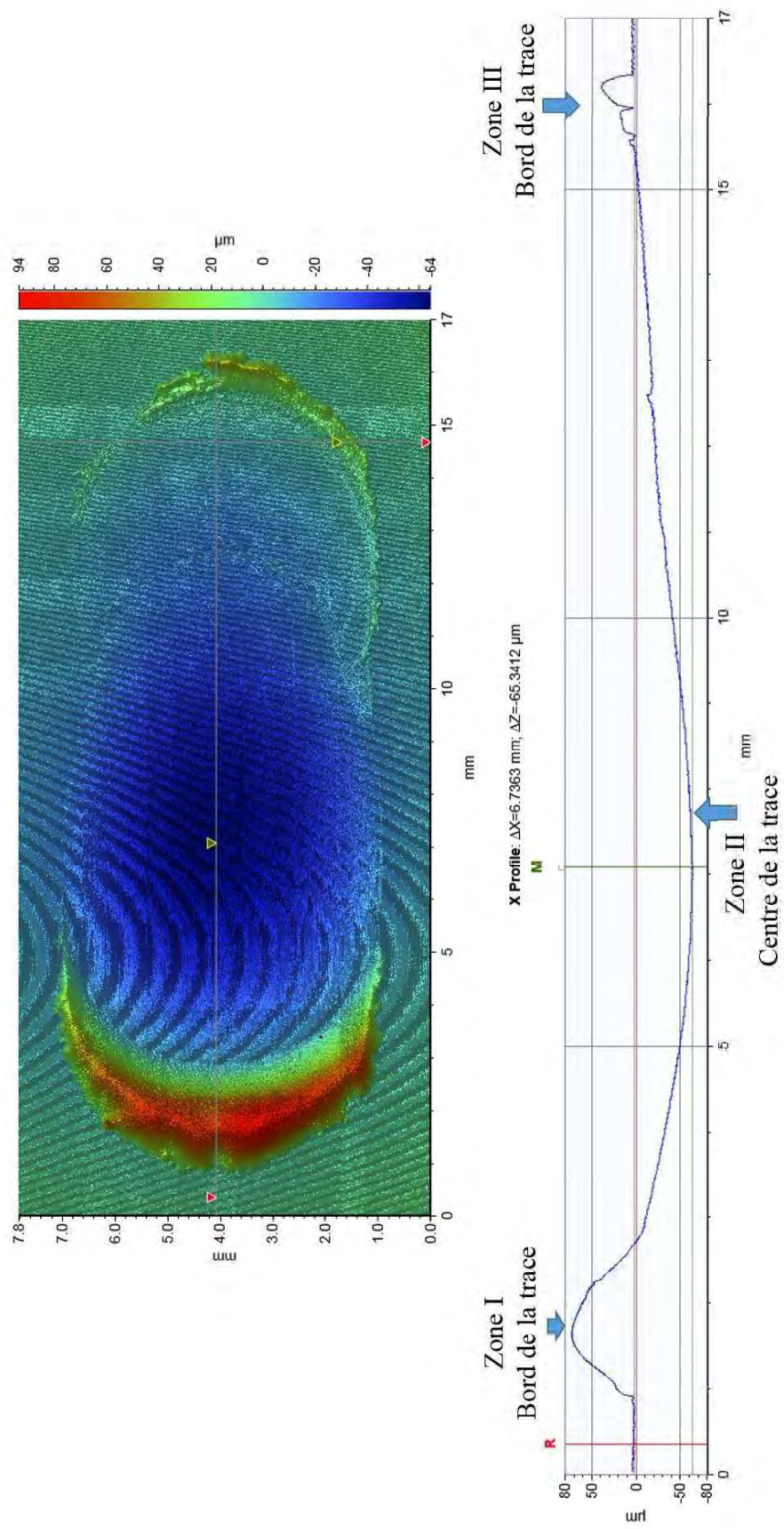


Figure IV-44 Cartographie 2D de la trace de frottement au niveau de l'UHMWPE et profil sur l'axe X qui met en évidence les périphéries de contact de la zone I et de la zone III

Une autre analyse qui a permis de valider l'éjection du 3^{ème} corps à la périphérie du contact est la profilométrie. A partir de la cartographie 2D de la trace de frottement, un profil sur l'axe X, parallèle à la direction de frottement, passant par le centre de celle-ci, a été tracé comme montré dans la Figure IV-44. La profondeur maximale de la trace de frottement est 65 μm et le taux volumique d'usure est d'environ 3 $\text{mm}^3/98\ 000$ cycles.

La présence d'une couche de 3^{ème} corps « tartinée » ainsi que la présence d'un écoulement de matière à la périphérie de la trace de frottement ont été confirmées par MEB (voir Tableau IV-11). En plus, une couche fine de 3^{ème} corps a été mise en évidence dans la trace de frottement. Cette couche n'a pas été visible par microscopie de fluorescence donc, notre hypothèse est que cette couche est plutôt une couche d'UHMWPE plastifiée. Les rayures, présentes au centre de la trace indique un détachement de matière sous forme des particules, qui ensuite fusionnent pour former une couche d'UHMWPE à la surface des 1^{er} corps.


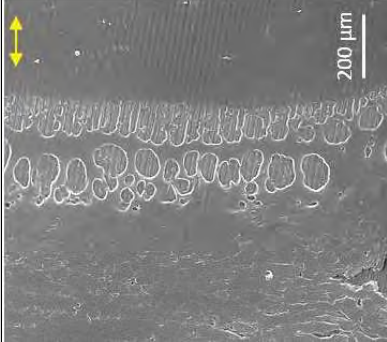
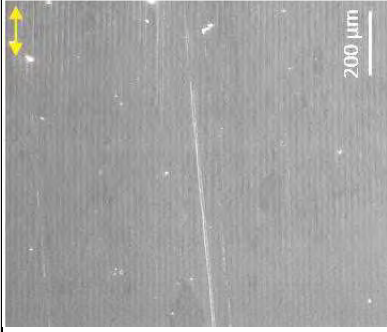
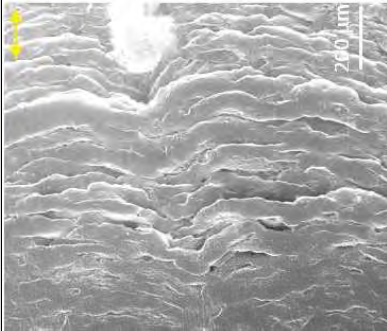
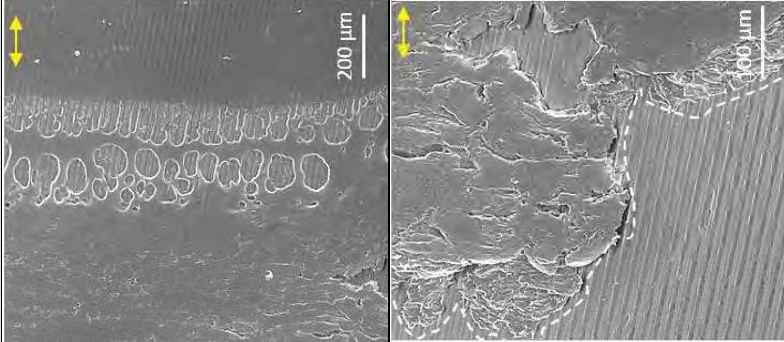
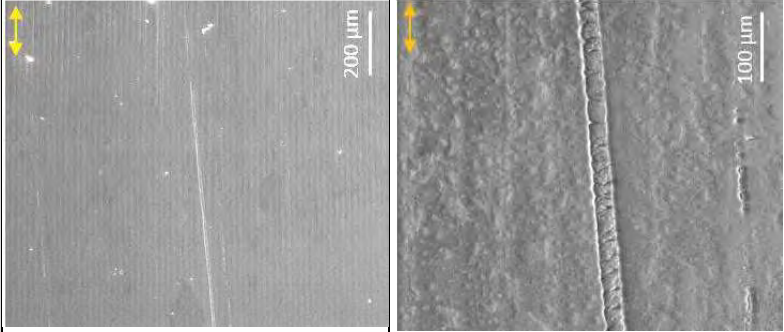
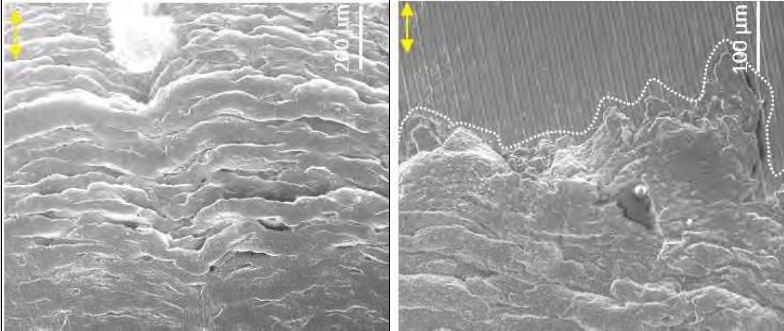
Zones d'intérêt				
MEB	Périphérie de la trace (I)	Centre trace (II)	Périphérie de la trace (III)	
Grandissement 200x				
Grandissement 400x				
Observations	Couche de 3 ^{ème} corps tartinée	Rayures + couche fine de 3 ^{ème} corps	Ecoulement/Exfoliation du 3 ^{ème} corps	

Tableau IV-11 Visualisation de la trace de frottement UHMWPE par MEB

4.3.2.3.2 Analyse Post Frottement de la Surface de CoCr

Dans un premier temps, une analyse macroscopique de la surface de CoCr a été réalisée (Figure IV-45). Suite au rinçage à l'eau ultra pure, la trace de frottement a été difficilement visible à l'œil nu.

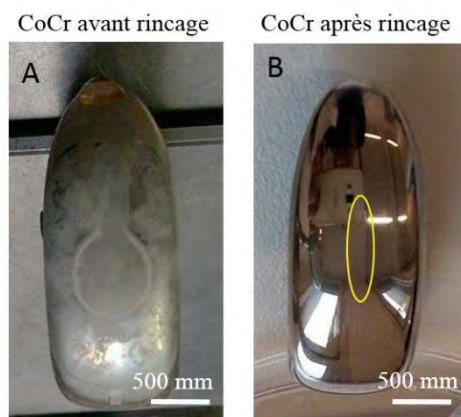


Figure IV-45 Implant fémoral en CoCr avant et après rinçage suite au frottement pendant 98 000 cycles,

Comme dans le cas de l'implant tibial en UHMWPE, 3 zones d'intérêt différentes ont été définies :

- zone I – périphérie de la trace de frottement qui correspond au grand rayon de courbure (R)
- zone II – centre de la trace
- zone III – périphérie de la trace de frottement qui correspond au petit rayon de courbure

Similaire à l'implant tibial en UHMWPE, une couche non uniforme de 3^{ème} corps, visible en lumière rouge et en lumière verte, a été mise en évidence à la périphérie de la trace de frottement, dans les zones I et III (voir Figure IV-46). Dans la zone centrale, des particules multifocales ont été identifiées, celles-ci pouvant être des amas de protéines et phospholipides piégés dans le contact. Des « empreintes » des stries d'usinage, ont été mises en évidence par microscopie électronique à balayage vers la périphérie de contact. Ces « empreintes » sont légèrement visibles en fluorescence ce qui indique un transfert d'UHMWPE sur la surface de CoCr. (Figure IV-47). Une couche non uniforme de 3^{ème} corps ainsi que des particules d'UHMWPE d'une centaine de micromètres ont été observées.

La zone où les « empreintes » des stries d'usinage ont été observées, a été soumise à une analyse qualitative par EDX afin d'identifier la composition chimique de celle-ci.

Comme montré dans la Figure IV-48, les analyses EDX mettent en avant des profils de composition chimique élémentaire de 1^{er} corps, notamment de l'implant CoCr et de la couche de 3^{ème} corps.

La présence de l'oxygène (O), du phosphore (P) et de l'azote (N) sur la surface de l'implant CoCr indique la présence du lubrifiant Sérum+. La présence du carbone (C) peut indiquer aussi la présence d'UHMWPE mais aussi du lubrifiant.

L'analyse EDX confirme, à la fois, la présence des particules d'UHMWPE sur la surface du CoCr (voir spectre 2 de la Figure IV-48) et la présence du lubrifiant adhérent à la surface.

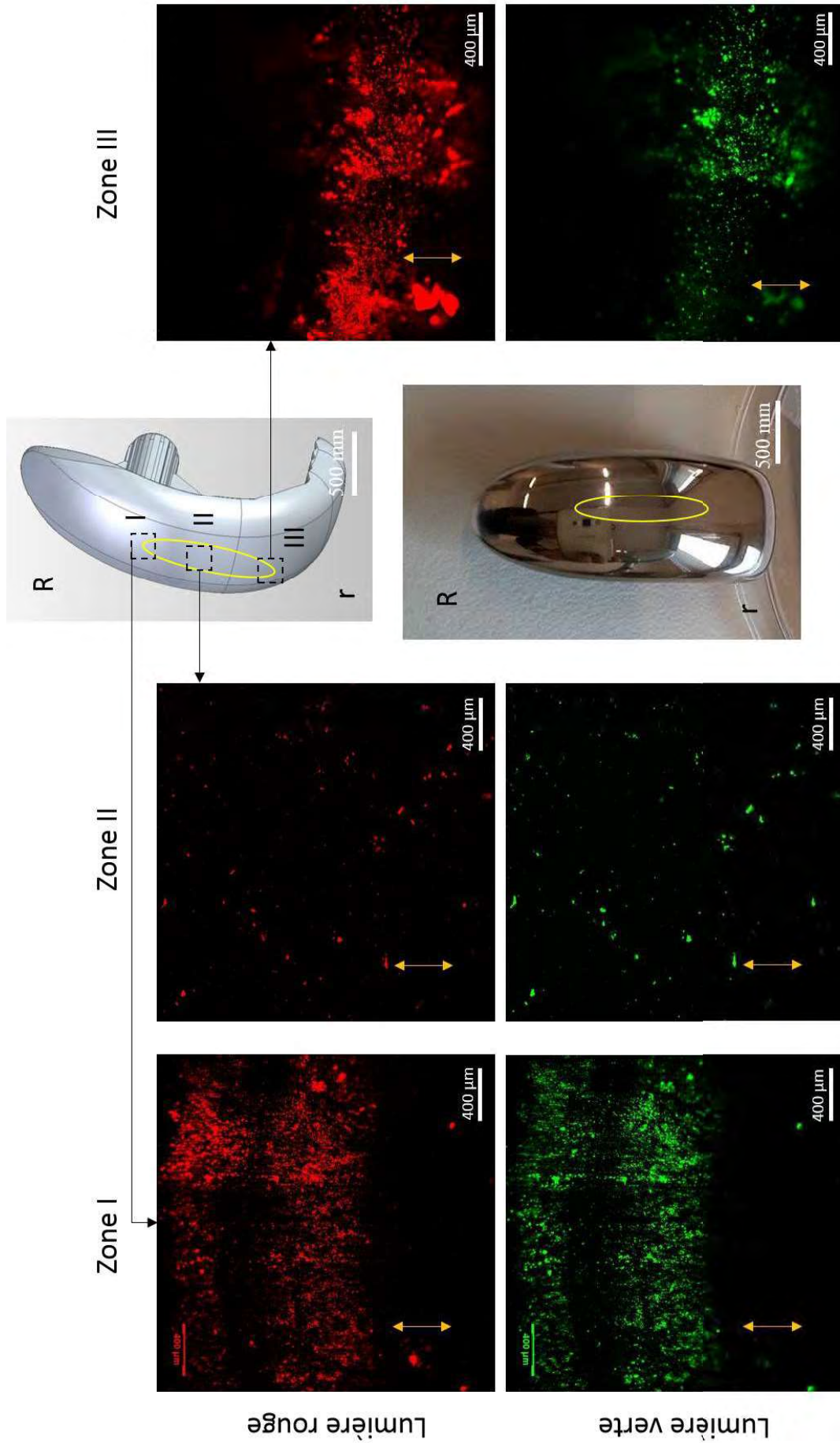


Figure IV-46 Visualisation de la trace de frottement CoCr par microscopie de fluorescence après essai frottement pendant 98 000 cycles

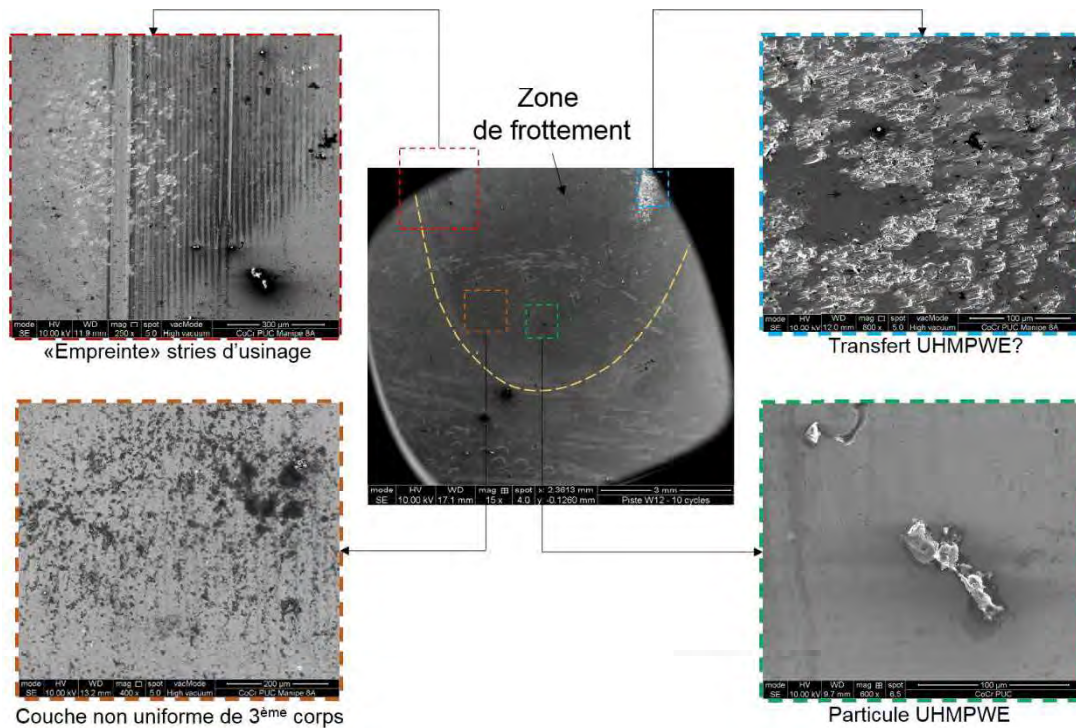


Figure IV-47 Visualisation de l'implant fémoral CoCr par MEB après essai frottement pendant 98 000 cycles

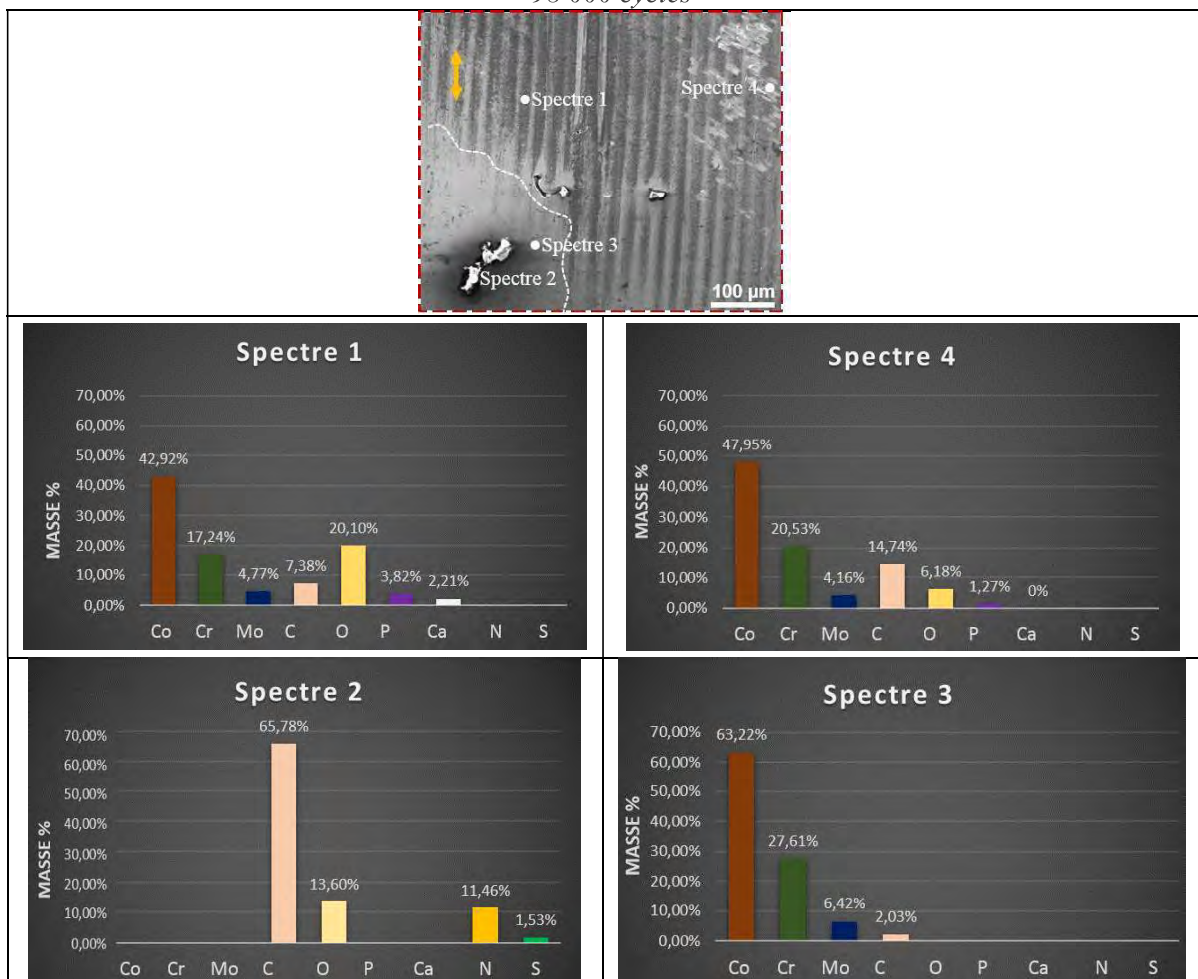


Figure IV-48 Analyses EDX effectuées sur l'implant CoCr après essai frottement pendant 98 000 cycles

4.3.2.4 Reconstitution de la vie de contact

En couplant les données recueillies pendant et après frottement sur simulateur de marche Pedeba, la vie de contact a été reconstituée.

Le Tableau IV-12 synthétise toutes les données collectées au long de l'analyse tribologique présentée précédemment. Cette schématisation est basée sur les descriptions effectuées durant les analyses via microscopie de fluorescence et MEB. Les analyses individuelles et croisées des deux surfaces en contact (CoCr et UHMWPE) ont permis d'apporter les informations nécessaires à l'évaluation des débits du 3^{ème} corps et à l'évaluation des mécanismes d'accommodation des vitesses qui sont à l'origine de la diminution du coefficient de frottement observée lors de l'essai tribologique (Figure IV-49)

L'expertise tribologique des surfaces en contact a mis en évidence :

- des déformations plastiques (aplatissement des stries d'usure) à la surface d'UHMWPE, avec la création d'une nouvelle surface fonctionnelle qui accomode les vitesses par un mécanisme S5M3,
- des détachements de particules d'UHMWPE par un mécanisme S5M2, en créant ainsi un débit source interne (Qs), qui restera « piégé » dans le contact (Qi). Ces particules sont transférées sur la contre-face en CoCr créant ainsi un film de transfert favorisant la lubrification par un mécanisme S3M3,
- des particules d'UHMWPE mélangées avec le lubrifiant « naturel » (liquide synovial) (Qes), en formant un « nouveau lubrifiant ». Une partie de ce « nouveau lubrifiant » est cisailée (S3M3) et étalée sur la surface de UHMWPE (S4M3) tandis qu'une autre partie est éjectée vers la périphérie de la zone de contact (Qe).

Débits 3 ^{ème} corps identifiés	Schéma du contact	Mécanismes d'accommodation des vitesses Site Mode
$Q_{es}, Q_{s_1}, Q_{l_1}, Q_c$ $Q_{w_1}, Q_{p_1}, Q_{p_3}$		S5 M3
	Formation d'une couche de 3 ^{ème} corps Q_l+Q_{es} (by S_2M_3) Zone non endommagée: stries d'usinage Zone endommagée	S5 M2
	« Exfoliation » du 3 ^{ème} corps (S_3M_3) Rayure (S_2M_1) Stries d'usure aplaties (S_5M_3) Stries d'usure	S4 M3
	Couche de 3 ^{ème} corps: « Mélange » de particules de UHMWPE + liquide synovial Q_l+Q_{es} (S_4M_3) Formation d'une couche de 3 ^{ème} corps Q_l+Q_{es} (by S_2M_3)	S3 M3
	UHMWPE	S2 M3

Tableau IV-49 Reconstruction de la vie de contact de l'implant PUC évalué sur simulateur de marche Pedeba pendant 98 000 cycles : identification des débits de 3^{ème} corps, schéma de contact en vue de côté et identification des principaux mécanismes d'accommodation de vitesse.

4.3.2.5 Conclusions préliminaires

Cette dernière partie a été focalisée sur l'optimisation du mécanisme afin de reproduire le comportement tribologique *in vivo* de prothèses articulaires de genou. Les résultats présentés permettent de conclure que, paradoxalement, le détachement de particules d'UHMWPE n'est pas nécessairement désavantageux vis-à-vis des performances tribologiques des prothèses de genou. En effet, ce détachement des particules représente l'usure « utile » nécessaire au bon fonctionnement tribologique du système. L'usure « utile » de l'UHMWPE permet d'une part la diminution de la pression de contact par la création d'une nouvelle géométrie et d'autre part la genèse d'un nouveau lubrifiant (mélange particules UHMWPE + lubrifiant naturel) qui favorise la lubrification. De plus, ce nouveau lubrifiant permet l'initialisation d'une couche protectrice de 3^{ème} corps qui réduit l'usure.

4.4 Bibliographie

- [1] 'ISO 14243-1: Implants for surgery -- Wear of total knee joint prostheses Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for tests.'
- [2] 'ISO 14243-2: Implants for surgery -- Wear of total knee joint prostheses Part 2: Methods of measurement.'
- [3] 'ISO 14243-3: Implants for surgery — Wear of total knee joint prostheses, Part 3: Loading and displacement parameters for wear testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test.'
- [4] <https://www.endolab.org/implant-testing.asp?cat1=2&id=46&topic=Knee%20wear%20test%20ISO%C2%A014243-1&desc=Knee%20wear%20test&key=knee,%20implant,%20implant%20testing,%20certified,%20accredited,%20wear,%20simulator,%20particles,%20debris,%20ISO%2014242-1>, date de consultation: 28 Novembre 2019
- [5] 'http://www.prosim.co.uk/pdf/fr/KneeWear_FR.pdf', date de consultation: 28 Novembre 2019
- [6] H.-H. Heilmann, K. Lindenhayn, and H.-U. Walther, 'Das Synovia-Volumen gesunder und arthrotischer menschlicher Kniegelenke*', *Z. Für Orthop. Ihre Grenzgeb.*, vol. 134, no. 02, pp. 144–148, Mar. 2008.
- [7] V. B. Kraus, T. V. Stabler, S. Y. Kong, G. Varju, and G. McDaniel, 'Measurement of synovial fluid volume using urea', *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 15, no. 10, pp. 1217–1220, Oct. 2007.
- [8] M.-M. Sava *et al.*, 'Structural and tribological study of healthy and biomimetic SF', *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. sup1, pp. 216–218, Jul. 2013.
- [9] M. M. Sava, B. Munteanu, E. Renault, Y. Berthier, and A. M. Trunfio-Sfarghiu, 'Tribological Analysis of UHMWPE Tibial Implants in Unicompartmental Knee Replacements: From Retrieved to In Vitro Studies', *Biotribology*, vol. 13, pp. 1–15, Mar. 2018.
- [10] M. Ackermann and L. Čapek, 'Optimization of Unicondylar Knee Replacement according to Contact Pressure', *Int. J. Simul. Multidiscip. Des. Optim.*, vol. 4, no. 3–4, pp. 167–170, Jul. 2010.
- [11] A. Sharma, 'A Method to Calculate the Femoro-Polyethylene Contact Pressures in Total Knee Arthroplasty In-Vivo.' Master's Thesis, University of Tennessee, 2005., 2005.
- [12] A. Sharma, R. D. Komistek, C. S. Ranawat, D. A. Dennis, and M. R. Mahfouz, 'In Vivo Contact Pressures in Total Knee Arthroplasty', *J. Arthroplasty*, vol. 22, no. 3, pp. 404–416, Apr. 2007.
- [13] M. M. Sava, D. M. Suflet, Y. Berthier, and A. M. Trunfio-Sfarghiu, 'Role of Synovial Fluid Constituents on Tribological Behavior of Synovial Joints - Application for Developing Novel Therapeutic Substitutes', *Appl. Mech. Mater.*, vol. 658, pp. 477–482, Oct. 2014.
- [14] T. Murakami, S. Yarimitsu, K. Nakashima, Y. Sawae, and N. Sakai, 'Influence of synovia constituents on tribological behaviors of articular cartilage', *Friction*, vol. 1, no. 2, pp. 150–162, Jun. 2013.
- [15] B. A. Hills, 'Surface-active phospholipid: a Pandora's box of clinical applications. Part I. The lung and air spaces', *Intern. Med. J.*, vol. 32, no. 4, pp. 170–178, Apr. 2002.
- [16] B. C. Swann DA Sotman S, Dixon M., 'The isolation and partial characterization of the major glycoprotein (LGP-I) from the articular lubricating fraction from bovine synovial fluid.', *Biochem J*, vol. 161, no. 3, pp. 473–485, Mar. 1977.

- [17] E. Bortel, B. Charbonnier, and R. Heuberger, ‘Development of a Synthetic Synovial Fluid for Tribological Testing’, *Lubricants*, vol. 3, no. 4, pp. 664–686, Dec. 2015.
- [18] S. Descartes, A. Saulot, C. Godeau, S. Bondeux, C. Dayot, and Y. Berthier, ‘Wheel flange/rail gauge corner contact lubrication: Tribological investigations’, *Wear*, vol. 271, no. 1–2, pp. 54–61, May 2011.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Parmi les pathologies qui touchent le genou, 30% sont représentées par l'arthrose. Cette maladie ostéo-articulaire affecte environ 17 % de la population au niveau mondial. Pour l'instant aucun traitement permettant la réparation du tissu cartilagineux n'est disponible, hormis le remplacement de l'articulation pathologique par une prothèse. Le couple des matériaux le plus souvent utilisés dans le cas des prothèses de genou est constitué par un alliage CoCr pour la partie fémorale et un polymère, l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) pour la partie tibiale. Depuis 1970, l'UHMWPE reste le matériau le plus utilisé pour les implants tibiaux, en raison de ses bonnes propriétés physico-chimiques et mécaniques, et plus particulièrement son inertie chimique, son aptitude à la lubrification, ses possibilités d'adsorption des chocs et sa résistance à l'abrasion. Malgré ces propriétés, l'usure de l'UHMWPE représentant une limitation majeure dans le fonctionnement à long terme des prothèses de genou (TKR ou UKR), qui peut conduire à l'ostéolyse ou au descellement aseptique. L'usure de l'UHMWPE lors de son fonctionnement *in vivo* est influencée par des nombreux facteurs (i) liés à l'usage, (ii) liés à conception de la prothèse : la géométrie, la taille, l'épaisseur du plateau tibial, (iii) liés à la technique chirurgicale tel que l'alignement du genou et (iv) des facteurs liés au patient tels que le poids corporel ou les propriétés du liquide synovial qui pourront influencer l'interaction des molécules de liquide synovial avec les surfaces frottantes.

Afin de diminuer l'usure de ces prothèses et augmenter ainsi leur durée de vie, de nombreuses études *ex vivo* ont cherché à optimiser d'un côté les propriétés mécaniques et d'un autre côté les conditions de lubrification. Malgré ces optimisations, des grands écarts entre les études *ex vivo* et les études *in vivo* ont été rapportés notamment par rapport à leurs performances mécaniques/tribologiques. Ces écarts sont principalement attribués aux conditions des tests *ex vivo* qui sont insuffisamment réalistes par rapport aux paramètres mécaniques et par rapport aux propriétés physico-chimiques de lubrifiant. Lors des études *ex vivo*, le lubrifiant naturel, le liquide synovial, constitué par des vésicules lipidiques remplies avec un gel glycoprotéiques (protéines et acide hyaluronique), est remplacé par un lubrifiant à base de sérum de bovin ou sérum de veau qui ne reproduit correctement que la composante protéique du fluide synovial. En plus de ça, les conditions de contact reproduites par certains dispositifs expérimentaux, comme par exemple les dispositifs pion-disque, ne reproduisent pas les conditions réelles du contact. Souvent, la géométrie du contact, les mouvements ainsi que les pressions de contact caractéristiques de la marche normale ne sont pas prises en compte lors des essais *ex vivo*.

Donc, dans le but d'augmenter la durée *in vivo* des prothèses, on innove, on optimise, sans avoir réellement compris les phénomènes *in vivo* et, en conséquence on ne progresse pas. Dans ce contexte, l'objectif de cette thèse vise à identifier et à comprendre les mécanismes de lubrification *in vivo* des prothèses articulaires de genou et de décrypter ainsi leur comportement tribologique. Pourquoi il est si important de comprendre les mécanismes de lubrification? Pour anticiper certains phénomènes et pour déterminer quels paramètres (lubrifiant, matériau, géométrie, etc...) peuvent être modifiés, vers quel axe d'optimisation on peut se focaliser afin d'augmenter la durée de vie des prothèses de genou.

Pour ce faire, dans un premier temps nous avons réalisé une expertise tribologique d'explants de genou et dans un deuxième temps nous avons développé des simulations de marche *ex vivo* en reproduisant des conditions de contact les plus réalistes possibles, du point de vue de la géométrie, des pressions de contact et aussi du lubrifiant, celui-ci étant caractérisé par une structure et une composition proches du lubrifiant naturel.

Afin de répondre à l'objectif de cette thèse, une approche tribologique originale a été mise en place.

Des outils originaux, tels que le triplet tribologique, le circuit tribologique et les mécanismes d'accommodation des vitesses ont été utilisés afin de décrire et déchiffrer les mystères de la lubrification des prothèses de genou. Il s'agit d'une approche tribologique qui renforce les différentes approches classiques décrites par la littérature et qui se limitent à la mesure du coefficient de frottement et à l'interprétation de celui-ci par rapport aux modes d'usure identifiés. En plus de la mesure du coefficient de frottement, notre approche permet la reconstruction de la vie du contact et l'identification des paramètres à prendre en compte pour une amélioration de la durée de vie des prothèses.

Cette approche tribologique a été possible grâce à l'utilisation des techniques standards de caractérisation des surfaces (microscopie optique, profilométrie, ESEM, AFM) et des techniques plus élaborées (microscopie de fluorescence) qui ont permis une caractérisation multi-échelles des 1^{ers} corps en contact. Les premiers corps du triplet tribologique caractérisés lors de l'expertise tribologique de cette thèse sont dénommés l'implant CoCr et l'implant UHMWPE qui constituent la prothèse unicompartimentale de genou (la PUC).

L'expertise tribologique des explants

Deux explants de prothèse unicompartimentales de genou, de durées de vie 11 ans respectivement 7 ans ont été soumises à l'expertise tribologique. L'expertise tribologique de l'explant à 7 ans a mis en évidence une zone endommagée caractérisée par un écoulement de matière (Q1p) au bord du contact et par la présence au centre du contact d'un 3^{ème} corps sous forme des particules fines d'UHMWPE (Qi) et sous forme d'une couche fine et plastifiée. Par conséquent, trois mécanismes d'accommodation de vitesse ont été identifiés, S5M3, S3M3 et S5M2. La coexistence de ces trois mécanismes d'accommodation de vitesse a conduit à des performances tribologiques médiocres qui sont à l'origine d'un taux d'usure de 20 mm³/an.

L'expertise tribologique de l'explant à 11 ans a mis en évidence une zone endommagée caractérisée par une plastification de la zone de contact avec la présence d'une couche non uniforme, bien visible de 3^{ème} corps, constituée par un mélange des particules d'usure et du liquide synovial. Dans ce cas, trois mécanismes d'accommodation de vitesse ont été identifiés, S5M3, S3M3 and S4M3. La coexistence de ces trois mécanismes d'accommodation de vitesse a conduit à de bonnes performances tribologiques qui sont à l'origine d'un taux d'usure 10 fois plus faible que celui de l'explant à 7 ans.

Bien que les tailles des explants fussent différentes, l'estimation des conditions de contact n'a pas mis en évidence des différences en termes de pression de contact.

En revanche, des différences notables ont été observées par rapport aux stries d'usinage. Ainsi, **un premier paramètre qui explique l'origine des différents comportements tribologiques** des deux explants est **l'usinage**. En fonction de l'amplitude et de la longueur d'onde des stries d'usinage, plus ou moins de lubrifiant peut être piégé dans le contact en favorisant une lubrification plus hydrodynamique. Or, nous avons montré que malgré un processus d'usinage identique (usinage par machines à grande vitesse), les paramètres amplitude et longueur d'onde des stries varient par rapport à la taille des implants tibiaux en UHMWPE. Donc, une attention particulière devrait être portée à la technique d'usinage afin de mieux maîtriser les paramètres rugosités des implants en UHMWPE, indépendamment de leur taille.

Un deuxième paramètre qui est à l'origine des comportements tribologiques différents des explants est la qualité du liquide synovial (plus ou moins pathologique) qui peut favoriser une adsorption des protéines ou phospholipides au niveau des surfaces en favorisant ainsi le frottement et en diminuant l'usure même dans le cas d'un usinage qui ne favorise pas une lubrification hydrodynamique.

Mais les différences majeures entre les deux comportements tribologiques des explants analysés pendant cette thèse ne peuvent pas être expliquées que par l'expertise des premiers corps (implants CoCr et UNHMWPE). Une première limite de cette étude est l'analyse de la composition et de la structure du liquide synovial. Cela n'a pas été possible dû aux faibles quantités de liquide synovial présentes dans l'articulation. Une deuxième limite de cette expertise tribologique des explants est l'analyse des particules d'usure des tissus péri prothétiques. Par conséquent, notre protocole d'expertise tribologique devrait être complété afin d'obtenir un protocole bio-tribo-compatible nécessaire pour obtenir le maximum d'information. En perspective d'une expertise tribologique complète, il faudra :

- prélever du liquide synovial, la membrane synoviale et l'os adjacent afin d'évaluer les marqueurs inflammatoires et la présence de particules d'usure.
- restreindre l'expertise à des prothèses ayant la même taille, fourni par le même fabricant et par le même chirurgien afin d'éviter les artefacts liés à la technique chirurgicale caractéristique à chaque personnel médical.
- mettre en place un protocole de stérilisation non destructif afin d'éviter la perte ou l'influence des informations tribologiques.

Développement des simulations *ex vivo* afin de reproduire les comportements identifiés *in vivo*

L'objectif de cette deuxième partie de la thèse a été de reproduire les comportements tribologiques identifiées *in vivo*, suite à la reconstruction de la vie de contact possible grâce à l'expertise tribologique des explants.

Les simulations/les tests de frottement développés pendant cette partie de la thèse ont été réalisés en utilisant toujours des implants tibiaux de la même taille, afin d'éliminer le paramètre *usinage* susceptible d'influencer les comportements tribologiques des prothèses.

Une première approche a été l'optimisation du lubrifiant, pour obtenir un lubrifiant plus réaliste, qui reproduit la composition et la structure du lubrifiant naturel. Les comportements tribologiques de deux lubrifiants ont été comparés au sérum de veau, le lubrifiant standard utilisés pendant les simulations de marche *ex vivo*. Malgré une structure similaire, le coefficient de frottement du Sérum+ a été légèrement plus important par rapport au Gel-IN. Cette différence du coefficient de frottement peut être expliquée par la composition protéique légèrement différente : si le liquide synovial biomimétique est constitué que par des albumines, le Sérum+ contient aussi des globulines. Les globulines, sont des petites molécules qui peuvent pénétrer les couches moléculaires ayant un rôle protecteur pour les surfaces en contact en favorisent leur décrochage ou destruction.

Malgré le coefficient de frottement plus élevée obtenu avec le Sérum+, il a été validé comme le lubrifiant idéal nécessaire aux tests de frottement *ex vivo*. La présence des globulines dans sa composition est indispensable si on veut reproduire la vraie composition et structure du liquide synovial humain.

Une fois le lubrifiant validé, la deuxième approche a été l'optimisation du mécanisme, pour obtenir des conditions de contact plus réalistes (géométrie et la pression de contact), grâce à l'adaptation d'un simulateur d'usure en simulateur de marche. Suite à des essais de frottement des implants de genou, en position anatomique, en présence du Sérum+ et sous une pression de contact de 30 MPa, une couche de 3^{ème} corps a été mise en évidence sur la surface d'UHMWPE. Cette couche, plus ou moins uniforme, s'avère responsable d'un faible coefficient de frottement et d'un faible taux d'usure. L'expertise tribologique post frottement a permis la reconstruction de la vie du contact qui permet de conclure que cette couche se forme due au mélange des particules d'usure avec le lubrifiant, elle adhère aux surfaces, elle accommode les vitesses, mais une partie de cette couche se détache, étant éjectée au bord du contact. Cette couche protège les surfaces en contact et empêche le transfert de matière sur la contre face en CoCr.

Une importante limite de cette dernière étape de la thèse est la répétabilité des essais. Malgré ça, les essais *ex vivo* nous permettent de conclure que le détachement de particules d'UHMWPE n'est pas nécessairement désavantageux au comportement tribologique des prothèses de genou. Un détachement de particules « contrôlé » s'avère être même bénéfique à la durée de vie des prothèses. On peut s'imaginer un détachement des particules bio-tribo-compatibles (Qs) qui se mélange au lubrifiant (Qes) et qui favorise la formation d'une couche protectrice de 3^{ème} corps, qui accommode les vitesses et qui assure une durée de vie de la prothèse supérieure à 15 ans. Cependant, on peut parler d'un nouveau lubrifiant « optimisé » formé *in situ*, ce qui est cohérent avec les analyses de surface effectuées post frottement.

Globalement, nos essais *ex vivo*, qui ont visé l'optimisation du mécanisme, nous a permis d'identifier des comportements tribologiques similaires à ceux identifiés suite à l'expertise tribologique des explants. Etant donné nos conditions de contact plus réalistes, on est arrivé à reproduire des comportements tribologiques similaires.

La reconstitution de la vie du contact des explants ainsi que des implants issus des tests *ex vivo*, permet de conclure que, paradoxalement, **le détachement de particules d'UHMWPE n'est pas nécessairement désavantageux vis-à-vis des performances tribologiques des prothèses de genou. En effet, ce détachement des particules représente l'usure « utile » nécessaire au bon fonctionnement tribologique du système. L'usure « utile » de l'UHMWPE permet d'une part la diminution de la pression de contact par la création d'une nouvelle géométrie et d'autre part la genèse d'un nouveau lubrifiant (mélange particules UHMWPE + lubrifiant naturel) qui favorise la lubrification. De plus, ce nouveau lubrifiant permet l'initialisation d'une couche protectrice de 3^{ème} corps qui réduit l'usure.**

Toutefois, les premiers essais de frottement réalisés dans la configuration marche du simulateur Pedeba, ouvrent des perspectives pour apporter les améliorations suivantes dans le but de simuler la marche d'une manière plus réaliste:

- Augmenter les mouvements de flexion en tenant compte de la flexion maximale du genou (~ 140°),
- Adapter le dispositif afin d'ajouter la phase oscillante de la marche qui représente environ 40% du cycle. Cela permettra de simuler la variation des forces normales implicitement la variation de pressions de contact.

 ANNEXE 1 : Tailles des implants dans le cas des PUC

<https://www.coringroup.com/uk/solutions/hls-uni-evolution/>



Femoral implant	
Thick.	3 mm
Size	
1	GDU 531
2	GDU 532
3	GDU 533
4	GDU 534

Size 0 - only by special request



Tibial implant (full PE)			
Thick.	9 mm	11 mm	13 mm
Size			
1	GDU 112	GDU 114	GDU 116
2	GDU 122	GDU 124	GDU 126
3	GDU 132	GDU 134	GDU 136
4	GDU 142	GDU 144	GDU 146
5	GDU 152	GDU 154	GDU 156

ANNEXE 2 : Protocole de préparation des échantillons pour les analyses histologiques

Les étapes de préparation des échantillons sont :

(1) Réalisation des coupes paraffine

Pour les échantillons osseux, une fixation en utilisant un fixateur AFA (Alcool Formolé Acétique) a été réalisée. Après la fixation en A.F.A (temps long), les deux échantillons osseux ont été déminéralisés.

Ensuite, les échantillons sont inclus en paraffine, puis coupés en sections à l'épaisseur de 5 μm au microtome, et placées sur lames.

(2) Coloration HES (Hématoxyline-Eosine-Safran)

Cette coloration permet d'observer la structure et la morphologie du tissu. Après déparaffinage, les coupes sont colorées successivement par l'hématoxyline de Harris, l'éosine G et le safran. Les éléments matriciels sont jaune-rosés, le cytoplasme rose et les noyaux violets.

(3) Coloration SO (Safranine O)

Après déparaffinage, les coupes osseuses sont colorées en milieu déshydraté par une solution de Safranine O 0,05% en acétate de sodium, qui colore spécifiquement en rouge-orangé les glycosaminoglycanes.

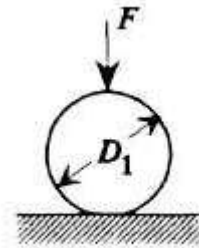
ANNEXE 3 : Estimation de la pression de contact

Site de calcul : <http://www.amesweb.info/HertzianContact/HertzianContact.aspx>

- I) Estimation de la pression de contact au début du fonctionnement *in vivo* de l'implant (jour 1 post opération) pour un contact type **sphère** (implant fémoral en CoCr)/**plan** (implant tibial en UHMWPE).

Paramètres :

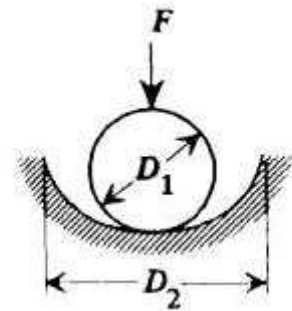
- Sphère en CoCr
 - Coefficient de Poisson : 0,3
 - Module d'élasticité : 210 GPa
 - Diamètre de l'objet : 68 mm (PUC 7 ans) et 56 mm (PUC 11 ans)
- Plan en UHMWPE
 - Coefficient de Poisson : 0,3
 - Module d'élasticité : 0,8 GPa



- II) Estimation de la pression de contact à la fin du fonctionnement *in vivo* de l'implant pour un contact type **sphère** (implant fémoral en CoCr)/**cup** (implant tibial en UHMWPE).

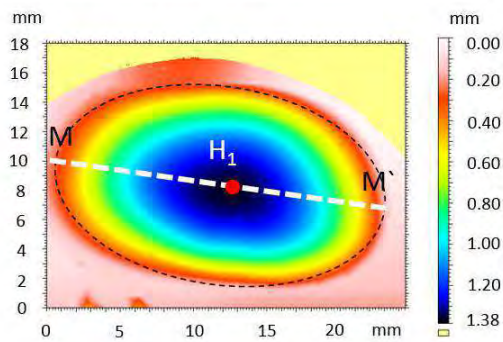
Paramètres :

- Sphère en CoCr
 - Coefficient de Poisson : 0,3
 - Module d'élasticité : 210 GPa
 - Diamètre de l'objet : 68 mm (PUC 7 ans) et 56 mm (PUC 11 ans)
- Plan en UHMWPE
 - Coefficient de Poisson : 0,3
 - Module d'élasticité : 0,8 GPa
 - Diamètre de l'objet : 111,14 mm (PUC 7 ans) et 144,37 mm (PUC 11 ans)

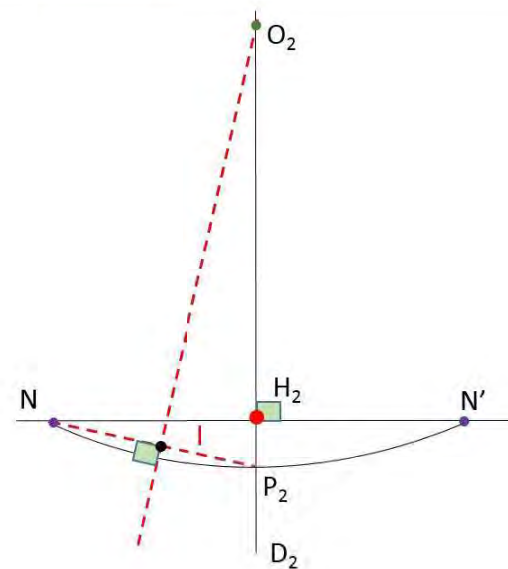
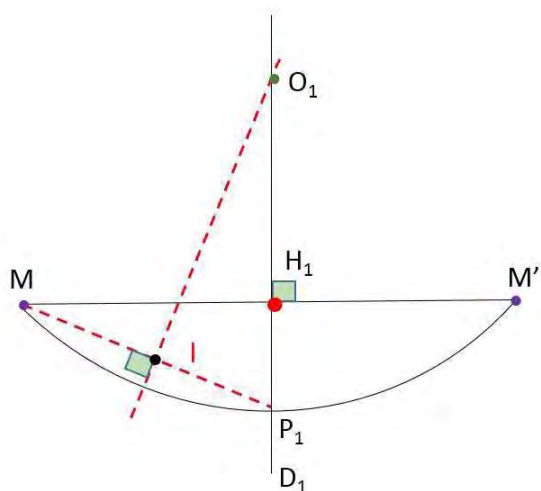
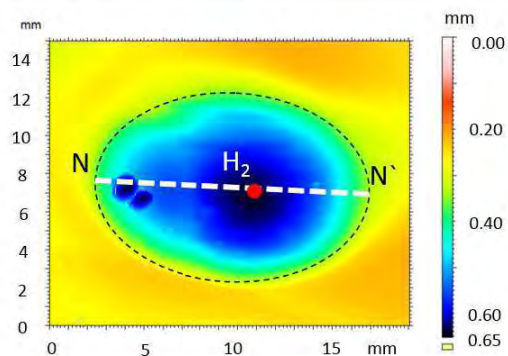


Le calcul du diamètre de la « cuvette » au niveau de l'implant en UHMWPE a été calculé à partir des données obtenues par profilométrie.

PUC à 7 ans de recul



PUC à 11 ans de recul



$$r^2 = c^2/4 + (r-f)^2$$

- c la longueur du segment [MM'] respectivement [NN'],
- r le rayon
- f la flèche (la longueur P₁H₁ respectivement P₂H₂) :

UHMWPE	c (mm)	f (mm)	r (mm)
7 ans	23.9	1.3	55,57
11 ans	14.2	0.35	72,18

ANNEXE 4: Propriétés surfaciques des implants en UHMWPE en fonction de leur taille : influence de l'usinage

Dans le chapitre III, deux paramètres qui influencent les comportements tribologiques des implants de genou ont été identifiés: les rugosités de surface des pièces en UHMWPE (paramètre qui est lié à l'usinage) et la qualité du liquide synovial. Le chapitre actuel fera l'objet de l'étude des propriétés surfaciques au niveau des pièces en UHMWPE avec des tailles différentes afin d'identifier l'influence de l'usinage sur le comportement tribologique des implants de genou. Malgré le fait qu'*a priori* l'usinage des pièces en UHMWPE était le même, réalisé par des machines à grande vitesse (fraiseuse), des différences notables au niveau des rugosités de surface ont été observées dans le cas des explants étudiés dans le chapitre III. Ces différences peuvent être influencées par les paramètres d'usinage qui peuvent changer en fonction de la taille de l'implant. Dans ce contexte, l'objectif de ce chapitre est de réaliser des analyses surfaciques des plateaux en UHMWPE de taille 1, 3, 4 et 5, tous neufs, afin d'identifier les paramètres qui diffèrent en fonction de la taille de ces implants. Les analyses surfaciques consistent dans des analyses microscopiques réalisées par MEB et AFM, mais aussi dans des analyses de mouillabilité.

1. Généralités sur le processus de fabrication des implants orthopédiques : du gaz éthylène à la composante UHMWPE

Au niveau conceptuel, le polyéthylène est constitué que par du carbone et hydrogène. Toutefois, afin d'obtenir les implants dans leur forme réelle, trois étapes doivent se produire [1]:

- la polymérisation : obtention de la poudre UHMWPE à partir du gaz éthylène ;
- la conversion : obtention d'une forme consolidée à partir des poudres ;
- l'usinage : obtention de la géométrie de l'implant à partir des formes consolidées.

Chacune de ces trois étapes influence, les propriétés tribologiques de UHMWPE. Particulièrement, l'usinage est l'étape avec un impact majeur au niveau du comportement tribologique des implants car elles produisent des modifications au niveau de la topographie, implicitement au niveau de la surface et cela a un grand impact au niveau des mécanismes d'accommodation des vitesses et du circuit tribologique. Pour la suite, chaque étape du processus de fabrication des implants en UHMWPE sera décrite brièvement, ainsi que leur impact au niveau du comportement tribologique.

1.1. La polymérisation : du gaz à la poudre UHMWPE

Les principaux ingrédients qui interviennent dans la production d'UHMWPE sont l'éthylène, l'hydrogène et un catalyseur, le tétrachlorure de titane. La production des poudres ou des résines à usage médical se réalise conforme aux normes ASTM F648 et ISO standard 5834-1. La société actuelle propose des résines sous les dénominations de GUR 1020, 1120, 1050, 1150 etc. dont le premier chiffre (1) indique qu'il est destiné à l'implantation en orthopédie, le second (1 ou 0) note la présence ou l'absence de stéarate de calcium utilisé pour fluidiser le polymère

au cours de l'usinage, le troisième indique le poids moléculaire et le quatrième est un code à usage interne.

L'UHMPE est un polymère constitué de chaînes de polyéthylène très longues, chaque chaîne étant liée aux autres avec des liaisons de type van der Waals. De cette façon, il en résulte un matériau très résistant, avec une grande résistance aux chocs [2].

Il y a deux paramètres duquel il faut tenir compte suite au processus de polymérisation :

- la masse moléculaire de la résine : influence la réponse à la rupture statique ainsi que le comportement mécanique à grandes déformations [3].
- le taux de la cristallinité : paramètre important pour les propriétés volumiques du matériau (densité, module d'Young, allongement à la rupture, retrait plastique, etc.) mais également pour les propriétés tribologiques [4]. Si les pourcentages de zones cristallines sont plus élevés le module d'élasticité est supérieur ce qui s'accompagne d'une meilleure résistance à la propagation des fissures, mais ils sont également plus sensibles aux effets de l'oxydation ce qui active les particules d'usure et pose le problème de l'inflammation. Le polyéthylène utilisé en orthopédie a un taux de cristallinité de l'ordre de 45 à 50.

1.2. La mise en forme: de la poudre UHMWPE à la forme consolidée

Les processus de mise en forme ont une influence importante sur la structure cristalline du UHMWPE car il rend la matière soit anisotrope soit isotrope. En effet, en fonction du processus de mise en forme, il existe différentes orientations des chaînes de polymères ou des cristaux.

Le plus souvent, la mise en forme de la poudre UHMWPE dans une forme consolidée se réalise par :

- *compression à chaud* (Figure 1a) : placement de la poudre dans un moule chauffant rectangulaire. La cohésion de la poudre se fait par coalescence et soudage entre les grains grâce à la pression et à la température. Le choix de ces deux paramètres joue sur les caractéristiques du matériau. Par exemple, la température joue sur la capacité des chaînes à diffuser et à former des liens avec les particules voisines [5] tandis que la pression joue sur des propriétés comme la résistance aux chocs, le frottement et l'usure [6].
- *extrusion par piston* : passage d'une matière fluide par une filière et génération des barres très anisotropes (Figure 1b);
- *le moulage direct de la poudre sous haute pression*: passage d'une matière fondue, ce qui donne un matériau aux propriétés volumiques isotropes [7] (Figure 1c). Une caractéristique de cette procédé est la surface lisse du produit final, il n'y a pas des stries d'usinage. Par contre, le problème de cette technique est l'effet de « peau » qui pose des problèmes importants d'usure des implants et ceci contraint les industriels à ne viser que des rugosités minimales de 200 nm.

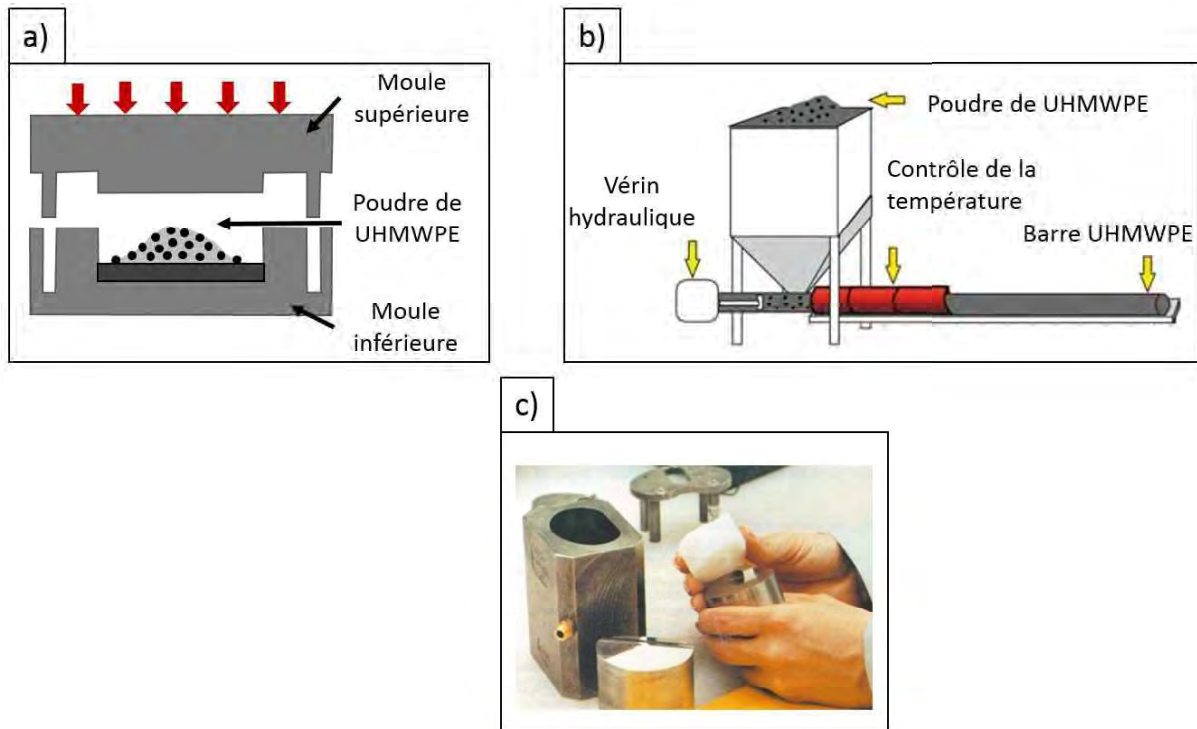


Figure 1 Mise en forme de UHMWPE : a) compression à chaud, b) extrusion par piston, c) moulage direct de la poudre sous haute pression dans un moule ayant la géométrie de l'implant final

1.3. L'usinage : de la forme consolidée à l'implant

En général, les fabricants des implants de genou usinent les pièces en UHMWPE pour obtenir la géométrie réelle des plateaux tibiaux. L'usinage de l'UHMWPE consiste dans des opérations de fraisage et de tournage pour les deux étapes de dégrossissage et de finition (polissage). Suite au processus d'usinage des stries d'usinage caractérisées par une certaine amplitude et longueur d'onde sont visibles sur la surface d'UHMWPE. Toutefois, la morphologie actuelle des stries d'usinage dépend beaucoup des conditions d'usinage ainsi que de type d'UHMWPE (conventionnelle ou hautement réticulée).

Vu que l'UHMWPE peut facilement être endommagée par des températures excessives, la vitesse d'avance de l'outil, la force de coupe des outils et la vitesse de rotation des outils doivent être surveillées avec précautions. Ces trois paramètres qui interviennent pendant l'usinage d'UHMWPE sont essentiels et malgré ça il existe très peu d'information dans la littérature concernant l'effet des paramètres d'usinage sur les propriétés tribologiques d'UHMWPE [8]. Pourtant, un modèle idéalisé a été proposé pour la morphologie de surface de type onde triangulaire d'UHMWPE [8]. Ce modèle permet le calcul de la distance pic-à-pic, d , donnée par l'équation :

$$d = \frac{f}{2s}$$

ou f est la vitesse d'avance de l'outil et s est la vitesse de coupe.

La même étude a montré que le coefficient de frottement diminuait à mesure que la vitesse de coupe augmentait lorsque le même rapport entre la vitesse de coupe et la vitesse d'avance de l'outil était maintenu. Une augmentation de la vitesse de coupe cause plus d'endommagement au niveau de la structure sous surfacique de la pièce UHMWPE usinée. Concernant l'usure, un lien entre le facteur d'usure et la vitesse de coupe a été trouvé. Ainsi, l'usure diminue avec

l'augmentation de la vitesse de coup à conditionne d'une vitesse d'avance de l'outil inchangée. Aussi, le facteur d'usure semble augmenter avec l'augmentation de la vitesse de coupe quand le rapport entre la vitesse de coupe et la vitesse d'avance de l'outil est maintenu constante. Mais, étant donné les nombreux facteurs influençant la morphologie de surface des composants en UHMWPE, il est difficile de quantifier les conditions d'usinage utilisées pour produire les finitions de surface d'un composant échantillonnée de manière aléatoire. Une autre étude a prouvé qu'en raison de la différence initiale de rugosité de surface entre l'UHMWPE et la contre-face métallique, l'usure initiale consiste dans l'élimination des rugosités macroscopiques au niveau de la surface d'UHMWPE, tandis que le taux d'usure à long terme dépend plutôt des rugosités microscopiques de la contre face métallique [9]. Ainsi, tout changement au niveau des rugosités de surface de l'implant en UHMWPE va influencer le taux d'usure.

2. Méthodologie d'analyse surfacique

2.1. Choix des implants en UHMWPE

Les pièces en UHMWPE analysées sont des plateaux tibiaux des prothèses unicompartmentales de genou, HLS Uni Evolution™ fabriquée par la même société orthopédique qui a fabriqué les explants analysés dans le Chapitre III. Concernant leur fabrication, toutes les implants tibiaux ont été fabriquées conformes aux normes ISO 5834-2:2009 et ASTM F648 à partir de la résine GUR 1050. La mise en forme de la poudre UHMWPE dans sa forme consolidée a été réalisée par extrusion. Le processus d'usinage a été réalisé par une machine de tournage à grande vitesse.

Toutes les analyses ont été réalisées dans la zone centrale de l'échantillon car elle représente la zone où il y a le plus de frottement (stries d'usinage parallèles à la direction du frottement).

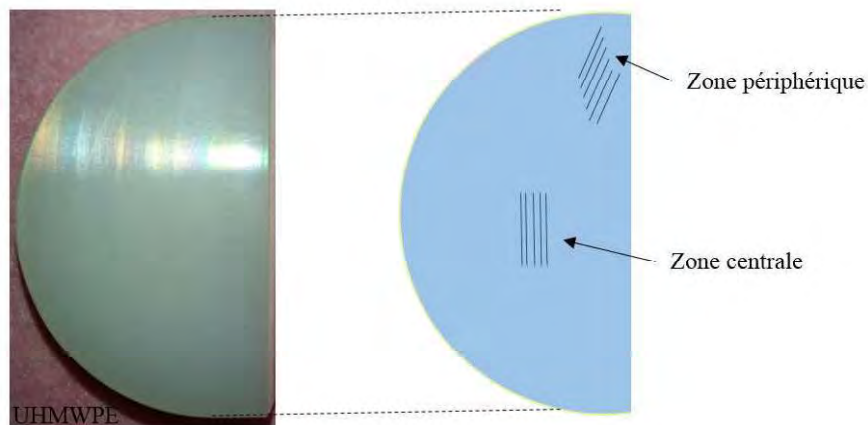


Figure 2 Schéma d'un plateau tibial unicompartmental en UHMWPE avec les deux zones analysées : la zone périphérique (stries d'usinage obliques), la zone centrale (stries d'usinage perpendiculaires)

2.2. Les techniques d'analyse

Deux techniques d'analyse sont à la base de notre étude : la microscopie électronique à balayage environnementale (ESEM) et la microscopie à force atomique (AFM) (principes décrites dans le Chapitre III).

La morphologie de surface aux micro-échelles a été analysée par ESEM, sous faible vide (pression 130 Pa, 5% d'humidité relative HR), en mode SE (électrons secondaires), spot 5, HV 15 kV, une distance de travail (WD) de ~ 20 mm (si WD < 18-20 mm chargement de la surface et endommagement).

La topographie de surface a été analysée en utilisant l'AFM (Park Systems XE 70) en mode contact intermittent ou mode Tapping. Les paramètres de rugosité telle que la hauteur moyenne, R_c , ont été analysés à partir des profils des rugosités (norme ISO 4287:1997.). Cette valeur correspond à la valeur moyenne des hauteurs des stries d'usinage sur la longueur de base (Figure 3) [10].

$$R_c = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m R_{t_i}$$

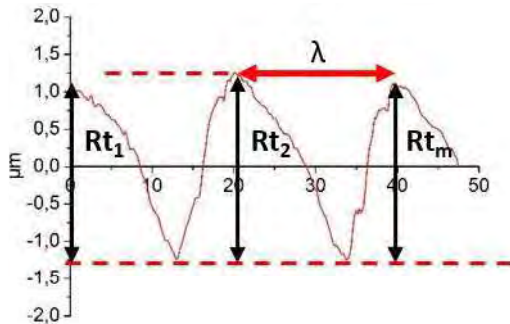


Figure 3 Schématisation des paramètres de rugosité analysés : R_t , indique l'écart vertical entre la hauteur maximale des pics et la profondeur maximale des vallées sur la longueur de mesure et λ indique la longueur d'onde.

Les propriétés physico-chimie de la surface (la mouillabilité) ont été analysées par la technique d'angle de contact (Figure 4).

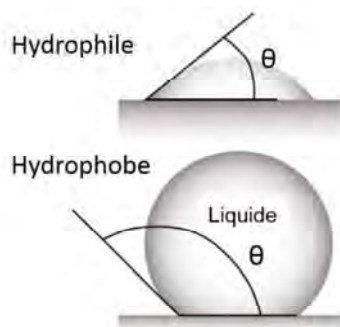


Figure 4 Schématisation des angles de contact qui caractérise des surfaces hydrophile et des surfaces hydrophobes

Les angles de contact statiques avec l'eau pure ont été mesurés sur la surface des échantillons en UHMWPE en utilisant un tensiomètre optique (TBU90E, Dataphysics, OCA20, Allemagne) par la méthode de la goutte sessile.

Des petites gouttes d'eau pure (de 2 μ l) ont été déposées sur les surfaces et les angles de contact statiques ont été mesurés lorsque l'angle ne varie plus (après quelques secondes). Plusieurs mesures (entre 5-8 mesures) ont été effectuées sur chaque échantillon à différents endroits. Toutes les mesures ont été réalisées dans la même zone au niveau de l'échantillon, plutôt au centre du plateau tibial.

3. Résultats analyse surfacique

3.1. Analyses topographiques

A partir des images ESEM (Figure 5), des différences de morphologie de surface ont été mises en évidence, surtout entre les tailles 1 et 5. Les différences sont notables au niveau de la morphologie des stries d'usinage mais aussi au niveau de leur longueur d'onde. Au niveau de tous les échantillons, des petits débris d'UHMWPE de quelques centaines de nanomètres à quelques micromètres sont visibles sur la surface. Ces particules sont moins visibles au niveau des tailles 3 et 5.

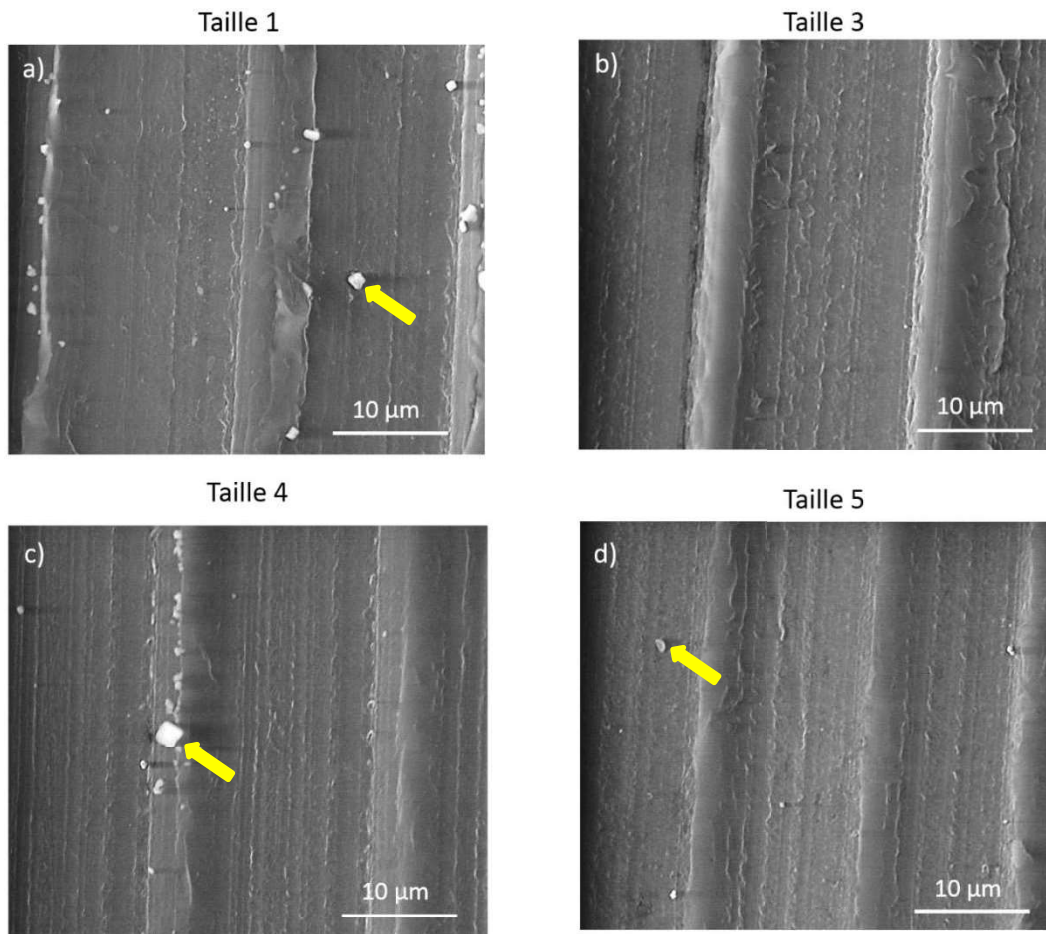


Figure 5 Images ESEM à une grandissement de 6000 qui illustrent des stries d'usinage parallèles à la direction de frottement. (a) UHMWPE taille 1, (b) UHMWPE taille 3, (c) UHMWPE taille 4, (d) UHMWPE taille 5. Les flèches jaunes indiquent des débris d'UHMWPE formés lors de l'usinage

Pour mieux mettre en évidence toutes ces différences, des analyses topographiques par l'AFM ont été réalisées. Les images topographiques ont été prises à 3 échelles différentes afin d'identifier les différences qui peuvent survenir au niveau des stries d'usinage mais aussi au niveau des grains d'UHMWPE. Les comparaisons entre les différents échantillons ont été réalisées de point de vue de la valeur d'amplitude moyenne des stries d'usinage (R_c) et du point de vue longueur d'onde (λ).

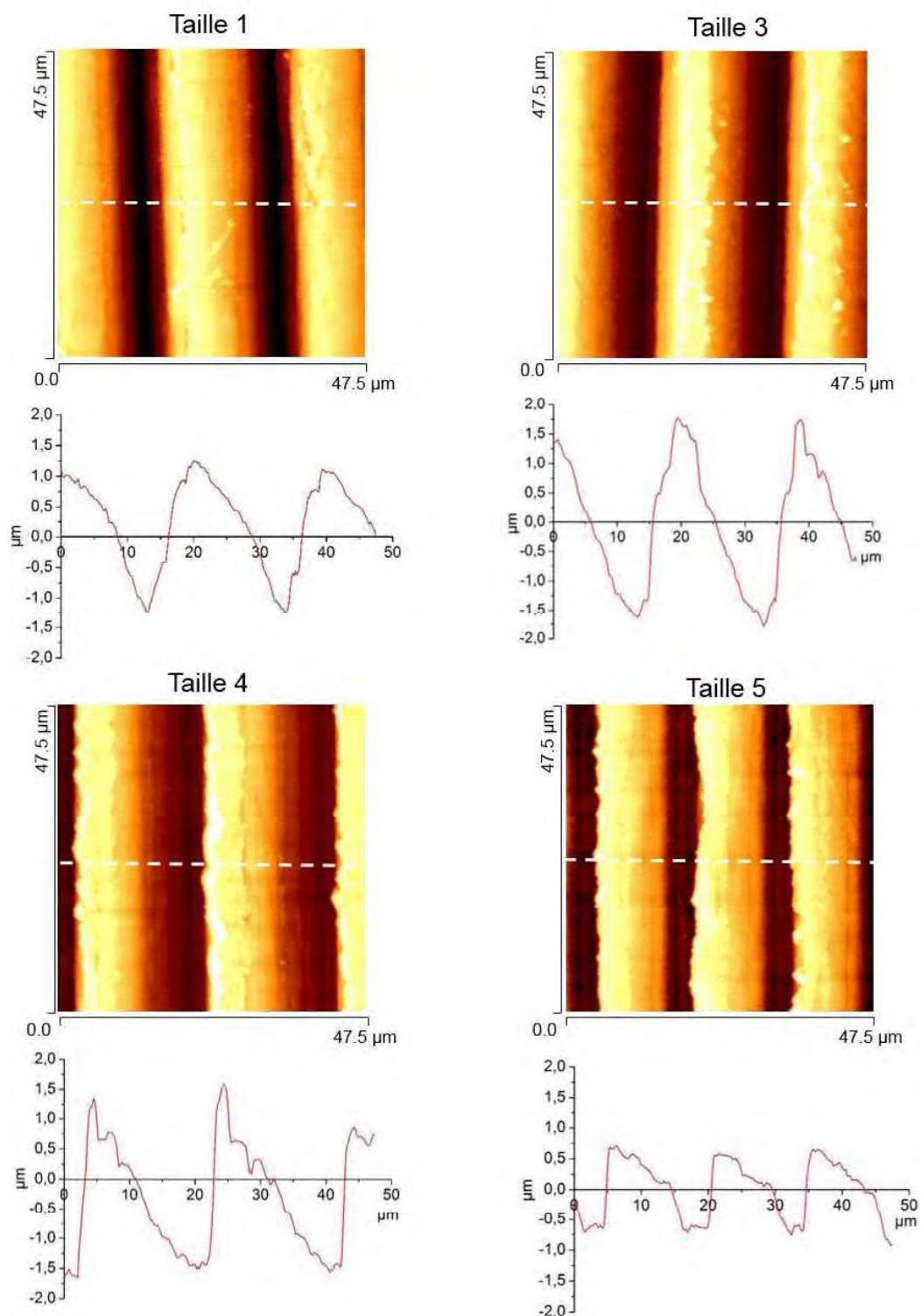


Figure 6 Images AFM de $47,5 \mu\text{m} \times 47,5 \mu\text{m}$ pour les quatre tailles des plateaux tibiaux en UHMWPE prises dans la zone centrale et les profils de rugosité correspondants

La Figure 6 illustre la topographie AFM en mode « tapping » à l'échelle maximale d'analyse et les profils correspondants (en dessous de chaque image) des échantillons d'UHMWPE de différentes tailles. Les profils ont été tracés perpendiculaire aux stries d'usure. On peut remarquer que l'amplitude moyenne des stries d'usure (R_c) est plus importante pour les tailles 3 et 4 par rapport à la taille 1 et 5. Une différence surprenante se trouve dans le cas de la

taille 5 ou l'amplitude semble être 2 fois plus faible que dans le cas des tailles antérieures. Malgré les différences d'amplitude entre les tailles 1, 3 et 4, la longueur d'onde est la même. Le tableau 1 présente une synthèse des valeurs d'amplitude et de longueur d'onde (sur une image $47,5 \times 47,5 \mu\text{m}$) en fonction de la taille de la pièce en UHMWPE.

	Taille 1	Taille 3	Taille 4	Taille 5
Rt (μm)	2,5 – 2,7	3,4 - 4	2,9 – 3,3	1,6 – 1,8
Rc (μm)	2,6	3,7	3,1	1,7
λ (μm)	~ 19-20	~ 19-20	~ 19-20	~ 15

Tableau 1 Synthèse des valeurs d'amplitude et de longueur d'onde en fonction de la taille d'UHMWPE correspondant à des images $47,5 \mu\text{m} \times 47,5 \mu\text{m}$ dans la zone centrale

Une analyse de plus près, pour analyser la topographie d'un seul strie d'usinage, a été réalisée (Figure 7). En ce qui concerne l'amplitude des stries d'usinage, une faible valeur a été mesurée pour le plateau tibial de taille 5. Une autre différence identifiée concerne la morphologie de la strie : une strie bien arrondie pour les tailles 1 et 3, une strie plus pointue pour la taille 4 et une strie plus aplatie pour la taille 5. Le Tableau 2 présente une synthèse des valeurs d'amplitude (sur une image $20 \times 20 \mu\text{m}$) en fonction de la taille de la pièce en UHMWPE. La valeur de longueur d'onde ne peut pas être déterminée car l'échelle est trop petite (un seul strie d'usinage peut être visualisée).

	Taille 1	Taille 3	Taille 4	Taille 5
Rt (μm)	2,6 – 2,8	3,5 - 4	3,1 – 3,5	1,6 – 1,8
Rc (μm)	2,7	3,7	3,3	1,7

Tableau 2 Synthèse des valeurs d'amplitude en fonction de la taille d'UHMWPE correspondant à des images $20 \mu\text{m} \times 20 \mu\text{m}$ dans la zone centrale

Une dernière analyse effectuée a visé la morphologie des grains d'UHMWPE. Il est difficile de conclure sur les différences de taille des grains par rapport à la taille du plateau tibial en UHMWPE. Pour tous les implants, la taille des grains est de l'ordre de quelques centaines de nanomètres. Le Tableau 3 présente une synthèse des valeurs d'amplitude (sur une image de $5 \times 5 \mu\text{m}$, Figure 8) en fonction de la taille de la pièce en UHMWPE, en mettant en évidence les tailles des grains d'UHMWPE.

	Taille 1	Taille 3	Taille 4	Taille 5
Rt (nm)	180 - 300	400 - 800	170 - 270	340 -470
Rc (nm)	~240	~600	~220	~400

Tableau 3 Synthèse des valeurs d'amplitude en fonction de la taille d'UHMWPE correspondant à des images $5 \mu\text{m} \times 5 \mu\text{m}$ dans la zone centrale

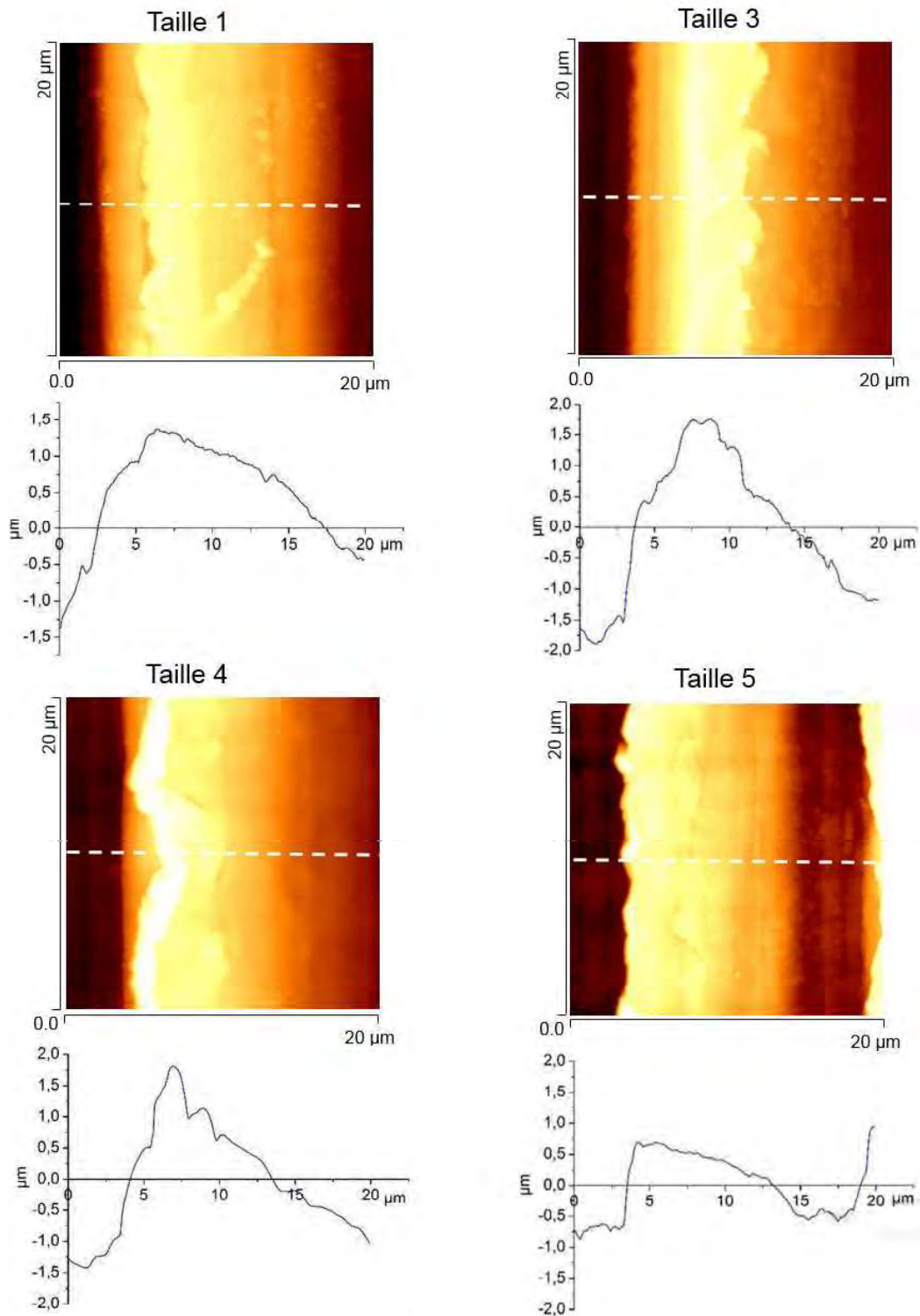


Figure 7 Images AFM de $20 \mu\text{m} \times 20 \mu\text{m}$ pour les quatre tailles des plateaux tibiaux en UHMWPE prises dans la zone centrale et les profils de rugosité correspondants

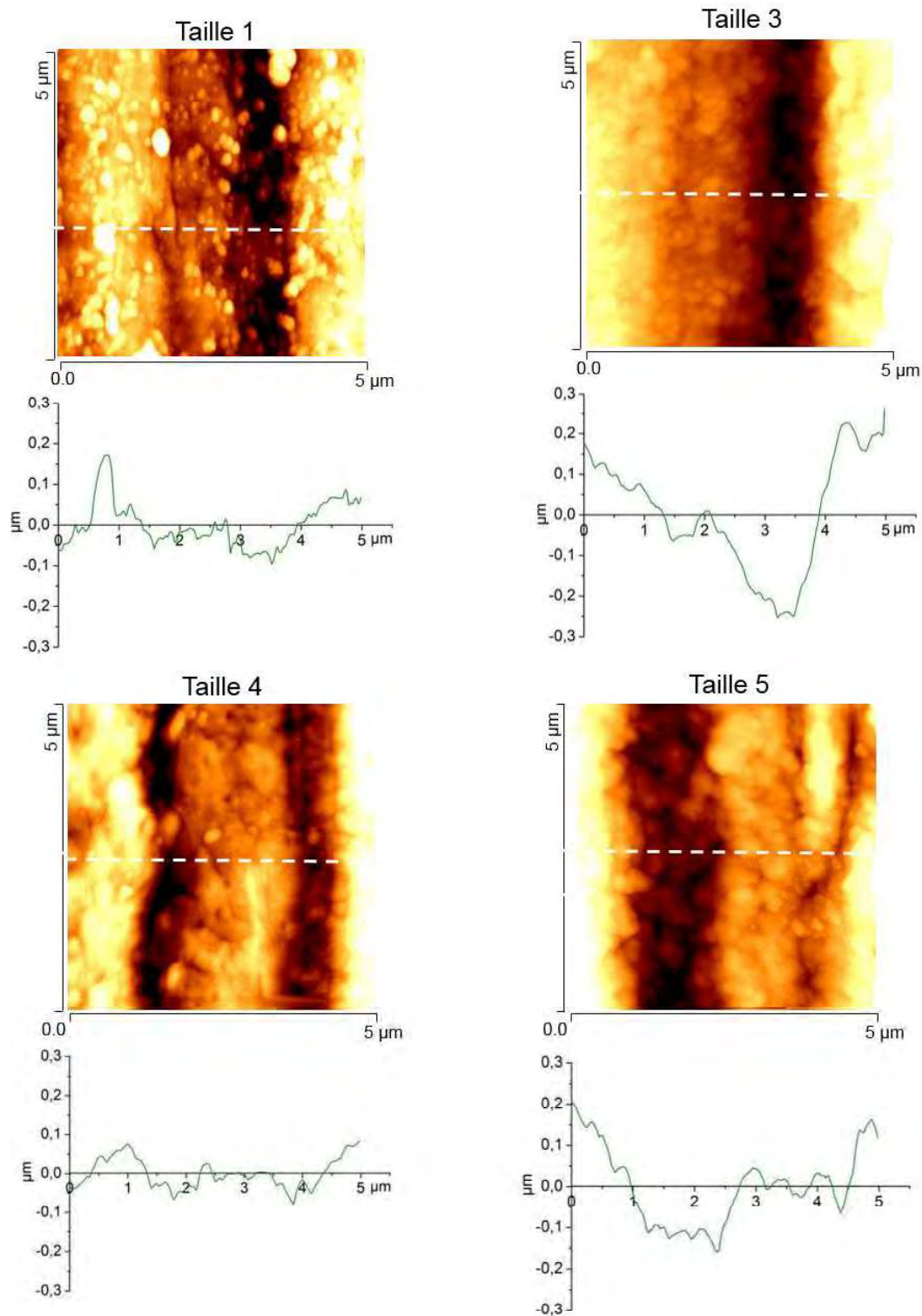


Figure 8 Images AFM de $5\ \mu\text{m} \times 5\ \mu\text{m}$ pour les quatre tailles des plateaux tibiaux en UHMWPE prises dans la zone centrale et les profils de rugosité correspondants

3.2. Analyses physico-chimiques

Les valeurs des angles de contact statiques avec des gouttes d'eau ultra-pure sur les surfaces d'UHMWPE sont les suivantes: 98 ± 2 pour la taille 1 ; 94 ± 12 pour la taille 3 ; 101 ± 8 pour la taille 4 ; 100 ± 4 pour la taille 5. Les valeurs obtenues indiquent une surface hydrophobe et en même temps elles sont proches des valeurs trouvés dans la littérature [11], [12] ($\theta \sim 91\text{-}95^\circ$). Il y a des variations des angles de contact d'une taille par rapport à l'autre mais qui reste

quand même dans la barre d'erreur. Les grands écarts-types (la taille 3 et la taille 4) peuvent dépendre de l'orientation des stries d'usinage.

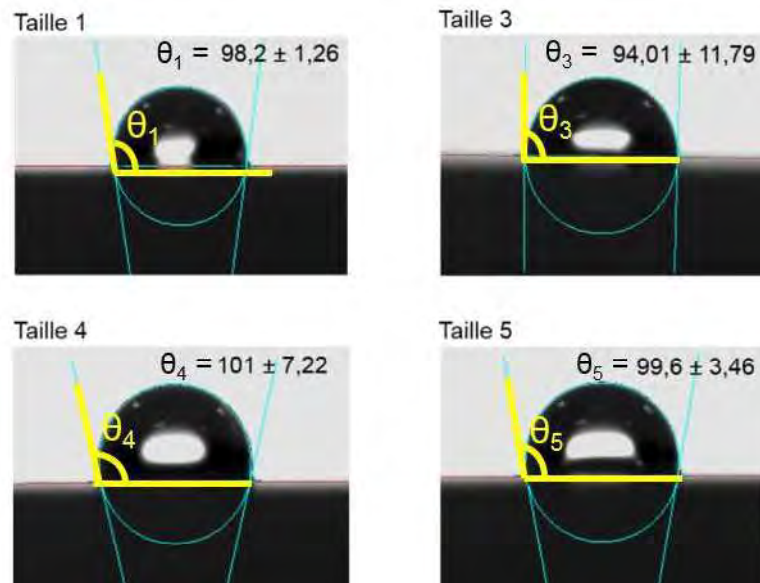


Figure 9 Mesures d'angle de contact statique avec l'eau ultra pure pour les quatre tailles d'UHMWPE. Les valeurs indiquées sont: la moyenne \pm écart-type

4. Synthèse et discussions

Les analyses de morphologie de surfaces effectuées dans le cas des plateaux tibiaux non utilisés, tout neufs, ont permis la mise en évidence des différences au niveau de la morphologie des stries d'usinage. Il n'y a pas une relation entre les paramètres des rugosités tels que les R_t , R_c , la longueur d'onde des stries et la taille des implants. Des valeurs plus faibles des hauteurs moyennes de stries d'usinage (R_c) ont été enregistrées pour les tailles extrêmes, la taille 1 et la taille 5. Aussi, une longueur d'onde moins élevée a été mesurée pour la taille 5. Ces différences peuvent être expliquées par un changement d'outil d'usinage d'un lot à l'autre. Un changement d'outil d'usinage peut être effectué dans le temps à cause de son usure. Le passage d'un outil à l'autre peut entraîner des différences notables au niveau de la morphologie des stries d'usinage même pour les implants qui font partie du même lot. Dans l'industrie, pour des raisons plutôt historiques, les fabricants des implants orientent leur attention plutôt vers le contrôle d'un paramètre de rugosité classique, l'écart moyen arithmétique ou le R_a . De loin, c'est le paramètre le plus commun mais ce n'est pas nécessairement celui avec un rôle déterminant dans le frottement. Ce sont plutôt les paramètres d'amplitude (hauteur maximale des pics, profondeur maximale de vallées) qui peuvent influencer le comportement tribologique des implants tibiaux en UHMWPE par leur manière de piéger le lubrifiant (schématisation Figure 10).

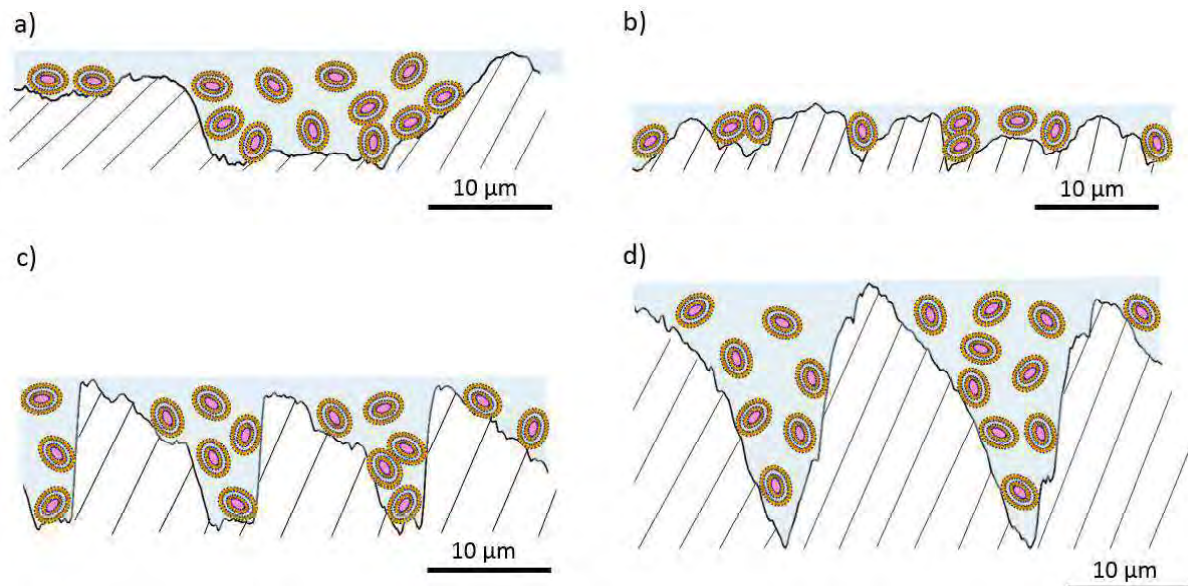


Figure 10 *Scenarios de piégeage du liquide synovial en fonction des différentes topographies de surface du plateau tibial en UHMWPE*

Si on revient aux explants analysés dans le chapitre précédent, il a été montré qu'il y a des différences en termes des morphologies de surface dans les zones non endommagées pour les deux plateaux tibiaux en UHMWPE. Vu que les implants ont été soumis au même processus d'usure, une hypothèse concernant la différence de morphologie a été liée à la taille différente des implants, taille 1 respectivement taille 3. Donc, les analyses morphologiques des plateaux UHMWPE neufs de taille 1 et 3, ont mis en évidence une différence plutôt au niveau de l'amplitude des stries d'usure, cela étant plus importante pour la taille 3 par rapport à la taille 1. Contrairement aux explants analysés, pour les implants neufs il n'y a pas de différences au niveau de la longueur d'onde (voir Tableau 4). Une synthèse des valeurs d'amplitude moyenne et de longueur d'onde des stries d'usure sont présentées dans le Tableau 4. On observe que les différences entre les explants et les plateaux tibiaux neufs sont très importantes de point de vue amplitude, les valeurs pour les implants neufs étant jusqu'à 5 fois plus élevées. Vu ces différences une hypothèse a été émise au niveau d'un éventuel changement du processus d'usure au cours des années, entre le moment de l'élaboration des implants qui ont fonctionné *in vivo* (PUC DV de 7 ans et PUC DV de 11 ans) et l'élaboration des échantillons plus récents. Mais, l'entreprise qui fabrique les implants a confirmé qu'il n'y a eu aucun changement en ce qui concerne le processus d'usure et qu'il se déroule toujours conformément aux normes ISO (ISO 5834-2:2009). Par contre, un changement de l'outil d'usure aurait pu avoir lieu en modifiant la morphologie de surface pour certains implants.

	R_c (μm)		λ (μm)	
	Taille 1	Taille 3	Taille 1	Taille 3
UHMWPE explant	0.5	1	10	30
UHMWPE neuf	~2,6	~3,7	~19-20	~19-20

Tableau 4 Synthèse des valeurs d'amplitude (R_c) et de longueur d'onde (λ) pour les plateaux tibiaux explantés et pour les plateaux tibiaux neufs, en fonction de leur taille

Concernant les analyses de mouillabilité, aucune relation n'a été trouvée entre les valeurs de l'angle de contact et la taille des implants. Malgré la grande différence d'amplitude des stries d'usinage entre la taille 1 et la taille 5, les angles de contact ont à peu près les mêmes valeurs. Les valeurs d'angle de contact obtenues sont caractéristiques à des surfaces hydrophobes. Des écarts plus importantes ont été obtenus pour les tailles 3 et 4 mais elles peuvent être dues à l'erreur humaine d'emplacement des gouttes. Donc, les mesures ont pu être réalisées dans une zone où les stries d'usinage ne sont pas tout à fait parallèles à la direction du frottement.

5. Conclusions préliminaires

En conclusion, les différences d'amplitude moyenne des stries d'usinage et de longueur d'onde (R_c et λ) peuvent influencer la lubrification des implants de genou par un piégeage de manière différente du lubrifiant. Pour cela, coté industriel, il est nécessaire de mieux contrôler les paramètres de rugosité tels que les R_t , implicitement le R_c et de longueur d'onde, donc de mieux contrôler le processus d'usinage. Aussi, d'autres paramètres tels que la hauteur maximale des pics de stries d'usinage (R_p), la profondeur maximale de vallées (R_v) doivent faire l'objet d'une analyse plus approfondie avant toute sortie des implants sur le marché orthopédique.

Travaux cités

- [1] S. M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Elsevier LTD, Oxford, 2009.
- [2] 'https://fr.wikipedia.org/wiki/Poly%C3%A9thyl%C3%A8ne_de_masse_molaire_tr%C3%A8s_%C3%A9lev%C3%A9e', date de consultation: 20 Juin 2018
- [3] S. M. Kurtz, L. Pruitt, C. W. Jewett, R. Paul Crawford, D. J. Crane, and A. A. Edidin, 'The yielding, plastic flow, and fracture behavior of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements', *Biomaterials*, vol. 19, no. 21, pp. 1989–2003, Nov. 1998.
- [4] 'https://fr.wikipedia.org/wiki/Taux_de_cristallinit%C3%A9', date de consultation: 20 Juin 2018
- [5] A. E. Zachariades, 'The effect of powder particle fusion on the mechanical properties of ultra-high molecular weight polyethylene', *Polym. Eng. Sci.*, vol. 25, no. 12, pp. 747–750, Aug. 1985.
- [6] S. Wang and S. Ge, 'The mechanical property and tribological behavior of UHMWPE: Effect of molding pressure', *Wear*, vol. 263, no. 7–12, pp. 949–956, Sep. 2007.
- [7] 'http://olivier.albenge.pagesperso-orange.fr/page_site/Site_mat/polymys/pol_meo.htm', date de consultation: 20 Juin 2018
- [8] J. Song, P. Liu, M. Cremens, and P. Bonutti, 'Effects of machining on tribological behavior of ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) under dry reciprocating sliding', *Wear*, vol. 225–229, pp. 716–723, Apr. 1999.
- [9] J. R. Cooper, D. Dowson, and J. Fisher, 'Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene', *Wear*, vol. 162–164, pp. 378–384, Apr. 1993.
- [10] 'https://www.keyence.eu/frfr/ss/products/microscope/roughness/line/tab01_f.jsp!', date de consultation: 20 Juin 2018
- [11] M. Zhang, R. King, M. Hanes, and S. P. James, 'A novel ultra high molecular weight polyethylene–hyaluronan microcomposite for use in total joint replacements. I. Synthesis and physical/chemical characterization', *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 78A, no. 1, pp. 86–96, Jul. 2006.
- [12] Y. Deng and D. Xiong, 'Fabrication and properties of UHMWPE grafted with acrylamide polymer brushes', *J. Polym. Res.*, vol. 22, no. 10, Oct. 2015.

ANNEXE 5 Composition du Sérum de Veau (Calf serum) by Biowest

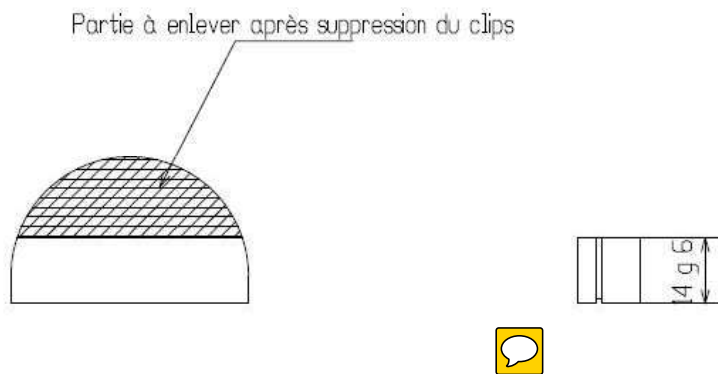
Composition chimique :

• ALAT (SGPT)	– 14 IU/l
• Phosphatase Alcaline	– 233 IU/l
• ASAT (SGOT)	– 107 IU/l
• Bilirubine	– 02 mg/100ml
• Calcium	– 11.5 mg/100ml
• Gamma GT	– 30 IU/l
• Cholestérol	– 162 mg/100ml
• Créatinine	– 1,1 mg/100ml
• Chlorite	– 102 mmol/l
• Glucose	– 75 mg/100ml
• Fer	– 52 µg/100ml
• Déshydrogénase Lactate	– 1600 IU/l
• Phosphores	– 8,7 mg/100ml
• Potassium	– 5,9 mmol/l
• Sodium	– 142 mmol/l
• Triglycérides	– 14 mg/100 ml
• Urée	– 24 mg/l/100ml
• Acid Urique	– 0,31 mg/100 ml

Composition des protéines (total 65,7 g/l) :

• Albumine	– 30,3 g/l
• Alpha globuline	– 4,7 g/l
• Beta globuline	– 18,4 g/l
• Gamma globuline	– 12,3 g/l

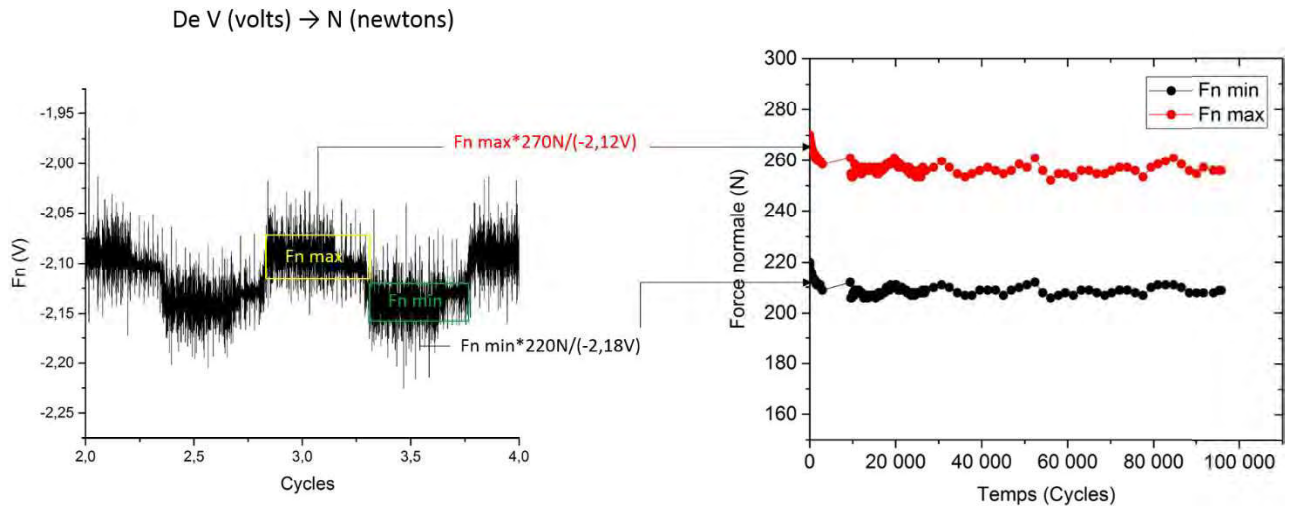
ANNEXE 6 Découpe du plateau tibial pour des essais simulateur Pedeba



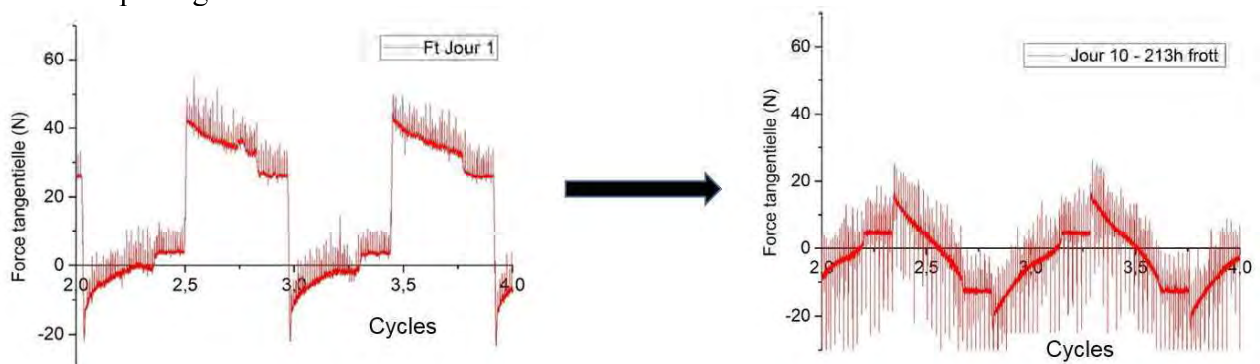
	DECOUPE PLATEAU TORNIER	
Format : A4H Echelle : 1:1		
Dessiné par : C. GODEAU	Nom du projet : SIMULATION PROTHESE	
Le 04/02/15	Nom du fichier : DECOUPE PLATEAU TORNIER	<i>LaMCoS</i>

ANNEXE 7 Evaluation frottement lors de l'essai de l'optimisation du mécanisme

Illustration de la variation de la force normale lors de l'essai d'optimisation du mécanisme qui implique le frottement d'un implant fémoral en CoCr de taille 1 et un implant tibial en UHMWPE de taille 5, en présence du Sérum+. Dans la figure ci-dessous, sur le graphe à gauche, un intervalle de la force normale brute (en volts) est illustré. Celle-ci a été ensuite convertie en newtons. Le graphe à droite illustre la variation de la force normale pendant la totalité de la période de frottement (10 jours). On peut le constater que les deux forces, min (~ 210N) et max (~260N), sont constantes pendant toute la période d'essai.



Concernant la force tangentielle, une variation importante a été observée à la fin du frottement, par rapport au début de frottement, comme illustre dans la figure ci-dessous. La variation comporte aussi les valeurs de la Ft ainsi que son allure. Sur le graphe à gauche qui appartient au début de frottement, on peut constater un plateau min et max bien visibles et une force tangentielle d'environ 21N. La force tangentielle diminue significativement à la fin de frottement, jusqu'à environ 12N, les plateaux min et max étant beaucoup moins visibles. Le changement de l'allure de la force tangentielle s'explique potentiellement par une modification de la morphologie du contact.



Une variation de la force tangentielle, entre le début et la fin du frottement, est également illustrée dans le tableau ci-dessous.



FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON OPEREE AU SEIN DE L'INSA LYON

NOM : SAVA
(avec précision du nom de jeune fille, le cas échéant)

DATE de SOUTENANCE : 29/04/2020

Prénoms : Mirela Maria

TITRE :

**COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DES IMPLANTS DE GENOU : DES NORMES FABRICANT A LA REALITE
IN VIVO**

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2020LYSEI029

Ecole doctorale : MEGA

Spécialité : Biomécanique

RESUME :

L'arthrose, maladie asymptomatique jusqu'à un stade avancé, pose un problème de santé majeur, le seul traitement efficace est la pose d'un implant; ce qui n'est qu'un pis-aller car malgré de nombreuses études d'optimisation, la durée de vie in-vivo de ces implants reste encore très décevante par rapport aux extrapolations issues de simulations ex-vivo.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est d'identifier les mécanismes d'usure des implants de genou (débits source de troisième corps, couple de frottement CrCo/UHMWPE) et de comprendre leur fonctionnement in-vivo par rapport aux simulations ex-vivo afin de trouver des solutions pour optimiser leur fabrication.

Les premiers résultats issus d'expertises tribologiques in-vivo ont révélé deux mécanismes d'usure conduisant à des débits d'usure variant dans un rapport dix. Les faibles débits d'usure ont été corrélés avec la présence d'une couche de troisième corps, composée par un mélange de grosses particules d'UHMWPE et de liquide synovial qui «restent en contact». Les forts débits d'usure ont été corrélés au débit d'éjection de petites particules.

Pour expliquer l'origine de ces débits, deux tribomètres ont été adaptés: l'un pour reproduire plus précisément les mouvements du genou et l'autre pour analyser in-situ les différents débits activés. Pour cela, un lubrifiant biomimétique a dû être mis au point en reproduisant la structure et la composition du liquide synovial. Le comportement de ce liquide a été validé par comparaison avec celui du lubrifiant standard ISO14243-1. Des mesures du coefficient de frottement corrélées avec le suivi in-situ des débits de troisièmes corps ont permis de reconstituer les mécanismes de frottement in-vivo. Cette reconstitution a révélé le rôle de deux paramètres d'optimisation: l'un lié à l'usinage de la surface en UHMWPE pour qu'elle piège du lubrifiant tout en favorisant une bio-lubrification la plus hydrodynamique possible; l'autre lié à l'accroissement de la portance du troisième corps par des vésicules lipidiques.

MOTS-CLÉS :

bio-tribologie, implant genou, liquide synovial biomimétique, usure ex vivo / in vivo

Laboratoire (s) de recherche :

Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures

Directeur de thèse: Yves Berthier

Président de jury : Thierry Gloriant, professeur INSA Rennes

Composition du jury : Denape, Jean, Professeur, ENI de Tarbes Rapporteur ; Rubin, Anne, HDR MdC ICS Strasbourg Rapporteuse, Rieu, Jean-Paul, Professeur UCBL, Examineur, Berthier, Yves, DR CNRS Directeur de thèse, Trunfio-Sfarghiu, Ana-Maria, CR CNRS Co-directrice de thèse ; Renault, Eric, CORIN Invité