



Influences tribologiques de la concentration en protéines et en acide hyaluronique dans le liquide du bain d'un simulateur de prothèse totale de hanche : analyse des modifications thermiques à l'interface du couple de frottement métal polyéthylène

Guillaume Sigonney

► To cite this version:

Guillaume Sigonney. Influences tribologiques de la concentration en protéines et en acide hyaluronique dans le liquide du bain d'un simulateur de prothèse totale de hanche : analyse des modifications thermiques à l'interface du couple de frottement métal polyéthylène. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01340716

HAL Id: dumas-01340716

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01340716>

Submitted on 1 Jul 2016

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.

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Guillaume SIGONNEY

Né le 25 janvier 1987 à PARIS 14E

Présentée et soutenue publiquement le 17 juin 2016

Influences tribologiques de la concentration en protéines et en acide hyaluronique dans le liquide du bain d'un simulateur de prothèse totale de hanche. Analyse des modifications thermiques à l'interface du couple de frottement métal polyéthylène

PRESIDENT DU JURY :

Monsieur le Professeur Franck DUJARDIN

DIRECTEUR DE THESE :

Monsieur le Docteur Xavier ROUSSIGNOL

MEMBRES DU JURY :

Monsieur le Professeur Patrice MERTL

Monsieur le Professeur Olivier VITTECOQ

ANNEE UNIVERSITAIRE 2015 – 2016
U.F.R. DE MEDECINE ET DE-PHARMACIE DE ROUEN

DOYEN : **Professeur Pierre FREGER**

ASSESSEURS : **Professeur Michel GUERBET**
Professeur Benoît VEBER
Professeur Pascal JOLY
Professeur Stéphane MARRET

I – MEDECINE

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS

Mr Frédéric ANSELME	HCN	Cardiologie
Mme Isabelle AUQUIT AUCKBUR	HCN	Chirurgie plastique
Mr Bruno BACHY (<i>surnombre</i>)	HCN	Chirurgie pédiatrique
Mr Fabrice BAUER	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya BEKRI	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Jacques BENICHO	HCN	Bio statistiques et informatique médicale
Mr Jean-Paul BESSOU	HCN	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
Mme Françoise BEURET-BLANQUART (<i>surnombre</i>)	HCN	Commission E.P.P. D.P.C. Pôle Qualité
Mr Guy BONMARCHAND (<i>surnombre</i>)	HCN	Réanimation médicale
Mr Olivier BOYER	UFR	Immunologie
Mr Jean-François CAILLARD (<i>surnombre</i>)	HCN	Médecine et santé au travail
Mr François CARON	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Philippe CHASSAGNE	HCN	Médecine interne (gériatrie)
Mr Vincent COMPERE	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mr Antoine CUVELIER	HB	Pneumologie
Mr Pierre CZERNICHOW	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Nicolas DACHER	HCN	Radiologie et imagerie médicale
Mr Stéfan DARMONI	HCN	Informatique médicale et techniques de communication
Mr Pierre DECHELOTTE	HCN	Nutrition
Mme Danièle DEHESDIN (<i>surnombre</i>)	HCN	Oto-rhino-laryngologie
Mr Frédéric DI FIORE	CB	Cancérologie
Mr Fabien DOGUET	HCN	Chirurgie Cardio Vasculaire
Mr Jean DOUCET	SJ	Thérapeutique - Médecine interne et gériatrie
Mr Bernard DUBRAY	CB	Radiothérapie
Mr Philippe DUCROTTE	HCN	Hépatogastro-entérologie
Mr Frank DUJARDIN	HCN	Chirurgie orthopédique - Traumatologique
Mr Fabrice DUPARC	HCN	Anatomie - Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mr Eric DURAND	HCN	Cardiologie

Mr Bertrand DUREUIL	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mme Hélène ELTCHANINOFF	HCN	Cardiologie
Mr Thierry FREBOURG	UFR	Génétique
Mr Pierre FREGER	HCN	Anatomie - Neurochirurgie
Mr Jean François GEHANNO	HCN	Médecine et santé au travail
Mr Emmanuel GERARDIN	HCN	Imagerie médicale
Mme Priscille GERARDIN	HCN	Pédopsychiatrie
Mr Michel GODIN (<i>surnombre</i>)	HB	Néphrologie
M. Guillaume GOURCEROL	HCN	Physiologie
Mr Philippe GRISE (<i>surnombre</i>)	HCN	Urologie
Mr Olivier GUILLIN	HCN	Psychiatrie Adultes
Mr Didier HANNEQUIN	HCN	Neurologie
Mr Fabrice JARDIN	CB	Hématologie
Mr Luc-Marie JOLY	HCN	Médecine d'urgence
Mr Pascal JOLY	HCN	Dermato - Vénéréologie
Mme Annie LAQUERRIERE	HCN	Anatomie et cytologie pathologiques
Mr Vincent LAUDENBACH	HCN	Anesthésie et réanimation chirurgicale
Mr Xavier LE LOET	HCN	Rhumatologie
Mr Joël LECHEVALLIER	HCN	Chirurgie infantile
Mr Hervé LEFEBVRE	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
Mr Thierry LEQUERRE	HB	Rhumatologie
Mr Eric LEREBOURS	HCN	Nutrition
Mme Anne-Marie LEROI	HCN	Physiologie
Mr Hervé LEVESQUE	HB	Médecine interne
Mme Agnès LIARD-ZMUDA	HCN	Chirurgie Infantile
Mr Pierre Yves LITZLER	HCN	Chirurgie cardiaque
Mr Bertrand MACE	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
M. David MALTETE	HCN	Neurologie
Mr Christophe MARGUET	HCN	Pédiatrie
Mme Isabelle MARIE	HB	Médecine interne
Mr Jean-Paul MARIE	HCN	Oto-rhino-laryngologie
Mr Loïc MARPEAU	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Stéphane MARRET	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique MERLE	HCN	Epidémiologie
Mr Pierre MICHEL	HCN	Hépto-gastro-entérologie
Mr Bruno MIHOUT (<i>surnombre</i>)	HCN	Neurologie
Mr Jean-François MUIR	HB	Pneumologie
Mr Marc MURAINÉ	HCN	Ophtalmologie
Mr Philippe MUSETTE	HCN	Dermatologie - Vénéréologie
Mr Christophe PEILLON	HCN	Chirurgie générale
Mr Jean-Marc PERON (<i>surnombre</i>)	HCN	Stomatologie et chirurgie maxillo-faciale
Mr Christian PFISTER	HCN	Urologie

Mr Jean-Christophe PLANTIER	HCN	Bactériologie - Virologie
Mr Didier PLISSONNIER	HCN	Chirurgie vasculaire
Mr Bernard PROUST	HCN	Médecine légale
Mr François PROUST	HCN	Neurochirurgie
Mme Nathalie RIVES	HCN	Biologie du développement et de la reproduction
Mr Jean-Christophe RICHARD (<i>détachement</i>)	HCN	Réanimation médicale - Médecine d'urgence
Mr Horace ROMAN	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Jean-Christophe SABOURIN	HCN	Anatomie - Pathologie
Mr Guillaume SAVOYE	HCN	Hépatogastrologie
Mme Céline SAVOYE-COLLET	HCN	Imagerie médicale
Mme Pascale SCHNEIDER	HCN	Pédiatrie
Mr Michel SCOTTE	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne TAMION	HCN	Thérapeutique
Mr Luc THIBERVILLE	HCN	Pneumologie
Mr Christian THUILLEZ	HB	Pharmacologie
Mr Hervé TILLY	CB	Hématologie et transfusion
Mr Jean-Jacques TUECH	HCN	Chirurgie digestive
Mr Jean-Pierre VANNIER	HCN	Pédiatrie génétique
Mr Benoît VEBER	HCN	Anesthésiologie - Réanimation chirurgicale
Mr Pierre VERA	CB	Biophysique et traitement de l'image
Mr Eric VERIN	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
Mr Eric VERSPYCK	HCN	Gynécologie obstétrique
Mr Olivier VITTECOQ	HB	Rhumatologie
Mr Jacques WEBER	HCN	Physiologie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS

Mme Noëlle BARBIER-FREBOURG	HCN	Bactériologie – Virologie
Mr Jeremy BELLIEN	HCN	Pharmacologie
Mme Carole BRASSE LAGNEL	HCN	Biochimie
Mme Valérie BRIDOUX HUYBRECHTS	HCN	Chirurgie Vasculaire
Mr Gérard BUCHONNET	HCN	Hématologie
Mme Mireille CASTANET	HCN	Pédiatrie
Mme Nathalie CHASTAN	HCN	Physiologie
Mme Sophie CLAEYSSSENS	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Moïse COEFFIER	HCN	Nutrition
Mr Stéphanie DERREY	HCN	Neurochirurgie
Mr Manuel ETIENNE	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Serge JACQUOT	UFR	Immunologie
Mr Joël LADNER	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Baptiste LATOUCHE	UFR	Biologie cellulaire

Mr Thomas MOUREZ	HCN	Bactériologie
Mr Jean-François MENARD	HCN	Biophysique
Mme Muriel QUILLARD	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Vincent RICHARD	UFR	Pharmacologie
Mr Mathieu SALAUN	HCN	Pneumologie
Mme Pascale SAUGIER-VEBER	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire TOBENAS-DUJARDIN	HCN	Anatomie
Mr Olivier TROST	HCN	Chirurgie Maxillo Faciale

PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE

Mme Dominique LANIEZ	UFR	Anglais
Mr Thierry WABLE	UFR	Communication

II - PHARMACIE

PROFESSEURS

Mr Thierry BESSON	Chimie Thérapeutique
Mr Jean-Jacques BONNET	Pharmacologie
Mr Roland CAPRON (PU-PH)	Biophysique
Mr Jean COSTENTIN (Professeur émérite)	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
Mr Loïc FAVENNEC (PU-PH)	Parasitologie
Mr Jean Pierre GOULLE	Toxicologie
Mr Michel GUERBET	Toxicologie
Mme Isabelle LEROUX - NICOLLET	Physiologie
Mme Christelle MONTEIL	Toxicologie
Mme Martine PESTEL-CARON (PU-PH)	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
Mr Rémi VARIN (PU-PH)	Pharmacie clinique
Mr Jean-Marie VAUGEOIS	Pharmacologie
Mr Philippe VERITE	Chimie analytique

MAITRES DE CONFERENCES

Mme Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
Mme Dominique BOUCHER	Pharmacologie
Mr Frédéric BOUNOURE	Pharmacie Galénique
Mr Abdeslam CHAGRAOUI	Physiologie
Mr Jean CHASTANG	Biomathématiques
Mme Marie Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Elizabeth CHOSSON	Botanique
Mme Cécile CORBIERE	Biochimie
Mr Eric DITTMAR	Biophysique
Mme Nathalie DOURMAP	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUC	Pharmacologie
Mr Abdelhakim ELOMRI	Pharmacognosie
Mr François ESTOUR	Chimie Organique
Mr Gilles GARGALA (MCU-PH)	Parasitologie

Mme Najla GHARBI	Chimie analytique
Mme Marie-Laure GROULT	Botanique
Mr Hervé HUE	Biophysique et mathématiques
Mme Laetitia LE GOFF	Parasitologie - Immunologie
Mme Hong LU	Biologie
Mme Sabine MENAGER	Chimie organique
Mr Mohamed SKIBA	Pharmacie galénique
Mme Malika SKIBA	Pharmacie galénique
Mme Christine THARASSE	Chimie thérapeutique
Mr Frédéric ZIEGLER	Biochimie

PROFESSEURS ASSOCIES

Mme Cécile GUERARD-DETUNCQ	Pharmacie officinale
Mr Jean-François HOUIVET	Pharmacie officinale

PROFESSEUR CERTIFIE

Mme Mathilde GUERIN	Anglais
----------------------------	---------

ASSISTANT HOSPITALO-UNIVERSITAIRE

Mr Jérémie MARTINET	Immunologie
Mme Sandrine DAHYOT	Bactériologie

ATTACHES TEMPORAIRES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE

Mr Romy RAZAKANDRAINIBE	Parasitologie
Mr François HALLOUARD	Galénique
Mme Caroline LAUGEL	Chimie organique
Mr Souleymane ABDOUL-AZIZE	Biochimie
Mme Maïté NIEPCERON	Microbiologie

LISTE DES RESPONSABLES DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

Mme Cécile BARBOT	Chimie Générale et minérale
Mr Thierry BESSON	Chimie thérapeutique
Mr Roland CAPRON	Biophysique
Mr Jean CHASTANG	Mathématiques
Mme Marie-Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation et économie de la santé
Mme Elisabeth CHOSSON	Botanique
Mr Jean-Jacques BONNET	Pharmacodynamie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
Mr Loïc FAVENNEC	Parasitologie
Mr Michel GUERBET	Toxicologie
Mr François ESTOUR	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX-NICOLLET	Physiologie
Mme Martine PESTEL-CARON	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
Mr Mohamed SKIBA	Pharmacie galénique
Mr Philippe VERITE	Chimie analytique

III – MEDECINE GENERALE

PROFESSEUR

Mr Jean-Loup **HERMIL**

UFR Médecine générale

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS

Mr Emmanuel **LEFEBVRE**

UFR Médecine générale

Mr Alain **MERCIER**

UFR Médecine générale

Mr Philippe **NGUYEN THANH**

UFR Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS

Mr Pascal **BOULET**

UFR Médecine générale

Mme Elisabeth **MAUVIARD**

UFR Médecine générale

Mme Yveline **SEVRIN**

UFR Médecine générale

Mme Marie Thérèse **THUEUX**

UFR Médecine générale

ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS

PROFESSEURS

Mr Serguei FETISSOV (med)	Physiologie (ADEN)
Mr Paul MULDER (phar)	Sciences du Médicament
Mme Su RUAN (med)	Génie Informatique

MAITRES DE CONFERENCES

Mr Sahil ADRIOUCH (med)	Biochimie et biologie moléculaire (Unité Inserm 905)
Mme Gaëlle BOUGEARD-DENOYELLE (med)	Biochimie et biologie moléculaire (UMR 1079)
Mme Carine CLEREN (phar)	Neurosciences (Néovasc)
Mme Pascaline GAILDRAT (phar)	Génétique moléculaire humaine (UMR 1079)
Mr Nicolas GUEROUT (phar)	Chirurgie Expérimentale
Mr Antoine OUVRARD-PASCAUD (med)	Physiologie (Unité Inserm 1076)
Mr Frédéric PASQUET	Sciences du langage, orthophonie
Mme Isabelle TOURNIER (phar)	Biochimie (UMR 1079)

CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE

HCN - Hôpital Charles Nicolle HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME

CB - Centre Henri Becquerel CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray

CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation SJ – Saint Julien Rouen

Par délibération en date du 3 mars 1967, la faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

L'auteur déclare n'avoir aucun conflit d'intérêt quelconque pour aucun fabricant ou industriel décrit dans ce travail.

REMERCIEMENTS

Au Professeur Xavier Roussignol

Vous me faites l'honneur de diriger ce jury. Je tiens à vous adresser mes sincères remerciements pour la transmission de votre savoir – faire et cette notion de compagnonnage qui est importante pour moi. Vous m'avez suivi tout le long de ce cursus dans l'encadrement de mes travaux scientifiques, j'espère pouvoir continuer à travailler avec vous dans l'avenir. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mes sincères remerciements.

Au Professeur Franck Dujardin

Vous me faites l'honneur de présider ce jury. Je suis fier d'avoir pu écouter, observer et participer avec attention à cette école de chirurgie. Je vous remercie pour ces cinq années passées en orthopédie. Veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon respect.

Au Professeur Patrice Mertl

Vous me faites l'honneur de juger ce travail. Vous nous avez beaucoup appris au cours de ces réunions biannuelles du G4. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mes sincères remerciements.

Au Professeur Olivier Vittecoq

Vous me faites l'honneur de juger ce travail. Je vous remercie d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus profond respect.

Au Professeur Fabrice Duparc

Votre rigueur chirurgicale durant cet internat m'a beaucoup apporté et stimulé. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mes sincères remerciements.

A monsieur Poux et monsieur Poreba du laboratoire CERAVER

Je vous remercie de m'avoir accueilli dans votre laboratoire. Je remercie toute votre équipe de m'avoir donné la chance de pouvoir réaliser ce projet.

A mes maîtres de stages :

Au Professeur Philippe Hardy et Docteur Thomas Bauer

Je vous remercie encore pour ce semestre passé chez vous. J'ai acquis chez vous une formation pratique et théorique inestimable. Je remercie également mes chefs et cointernes qui ont permis de rendre ce semestre exceptionnel. J'espère vous revoir très vite.

Au Docteur Olivier Courage et Docteur Simon Bertiaux

Je vous remercie pour ce semestre passé au Havre qui m'aura autant apporté sur le plan chirurgical que sur le plan humain. Vous avez su créer un véritable centre de formation théorique, pratique et scientifique. Simon, c'est un plaisir de te retrouver et de travailler avec toi pour ce dernier semestre.

Au Docteur Benjamin Lefebvre

Je vous remercie pour ce semestre passé à Vernon. Ce compagnonnage a rendu ce stage unique autant sur le plan chirurgical que sur le suivi des patients en consultation.

Au Docteur Dominique Judlin

Je vous remercie pour ce semestre passé chez vous qui a marqué le début de mon internat.

Au Professeur Didier Plissonnier

Je vous remercie pour ce stage très formateur et de très bons moments passés.

Au Professeur Joël Lechevallier

Je vous remercie pour ce semestre passé en pédiatrie au cours duquel j'ai pu obtenir une formation de qualité et découvrir de nouvelles facettes de l'orthopédie.

A ma famille

A ma mère, qui m'a soutenu moralement et physiquement pendant ces multiples péripéties.

A mon père, qui m'a soutenu et merci de ton avis extérieur pour tous ces travaux scientifiques effectués.

A mon frère, qui a suivi mes pas dans cette belle spécialité, je te souhaite le meilleur.

A l'ensemble de ma famille, qui m'aura soutenu pendant tout ce cursus.

A Carole

Pour ton soutien et ton amour dans les moments difficiles. Je suis fier et heureux de pouvoir passer ma vie à tes côtés.

TABLE DES MATIERES

Abréviations.....	17
1. INTRODUCTION.....	18
1.1 Historique de la prothèse totale de hanche.....	18
1.2 Les mécanismes de pénétration de la tête fémorale dans le polyéthylène.....	20
1.3 La maladie du polyéthylène.....	21
1.4 Biochimie du liquide articulaire, modifications thermiques et simulateurs de PTH.....	22
1.5 Objectifs	23
2. MATERIEL ET METHODES.....	25
2.1 Laboratoire, implant utilisé et simulateur	25
2.2 Protocole de fonctionnement du simulateur.....	26
2.3 La mesure des variations thermiques à l'interface.....	29
2.4 Statistiques.....	29
3. RESULTATS.....	30
3.1 Généralités.....	30
3.2 Variation de concentration en protéines dans le bain.....	30
3.3 Variation de concentration en acide hyaluronique dans le bain	33
4. DISCUSSION.....	36
4.1 La réponse à nos objectifs.....	36
4.2 Lubrification articulaire et bain du simulateur : peut-on transposer les résultats des tests sur simulateurs ?	36
4.3 Viscosité et concentration en acide hyaluronique et en protéines.....	38
4.4 Les limites de la reproduction de la marche sur simulateur.....	39
4.5 Les variations thermiques à l'interface articulaire	40
5. REFERENCES	42

ABBREVIATIONS

2D Deux dimensions

3D Trois dimensions

AH Acide Hyaluronique

HMWP High molecular weight polyethylene

HR Hautement Réticulé

IgM Immunoglobulines de type M

LFA Low friction arthroplasty

MMT Machine de mesure tridimensionnelle

PE Polyéthylène

PFTE Polytetrafluoroéthylène

PTH Prothèse totale de hanche

RE Rotation externe

RI Rotation interne

Serum Physio Sérum Physiologique

SBF Sérum bovin fœtal

T° Température

UHMWPE Ultra high molecular weight polyéthylène

Vs versus

1. INTRODUCTION

1. Historique de la prothèse totale de hanche

Thomas Gluck, en 1890, confectionne la première prothèse totale de hanche faite d'une tête fémorale et d'une cupule en ivoire fixées à l'os par un ciment fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre. Ce fut une catastrophe. Philip Wiles, en 1938, est à l'origine d'une prothèse métal métal en acier inoxydable. Six patients atteints d'une maladie de Still l'ont reçu et l'un d'eux avait une bonne fonction à 13 ans de recul. E.J. Haboush, en 1939, utilise une prothèse totale dont les pièces en chrome cobalt sont fixées à l'os pour la première fois par du ciment acrylique. Mais il faudra attendre les années 1950 pour obtenir un dispositif susceptible de redonner à la hanche une articulation performante. K. McKee et W. Farrar de Norwich publient dès 1951 les résultats d'une prothèse totale dont les deux pièces en chrome cobalt articulées entre elles sont fixées par du polyméthacrylate de méthyle.

J. Charnley à Wrightington expérimente à partir de 1959 une prothèse fémorale en acier inoxydable articulée avec une cupule en plastique, d'abord du polytétrafluoroéthylène (PFTE)[5, 6, 37], puis à partir de 1962 du polyéthylène de haut poids moléculaire (HMWP : High Molecular Weight Polyethylene). Les deux pièces sont fixées à l'os par du ciment acrylique. Celui-ci présentait une résistance à l'usure supérieure. Ce couple de frottement marquait le début de la « low friction arthroplasty » (LFA) (Figure 1).



Figure 1 : Prothèse totale de hanche de type Charnley et Kerboul

Le polyéthylène est une paraffine, c'est-à-dire une substance inerte et parfaitement biocompatible. C'est un polymère d'éthylène formé par des chaînes linéaires de monomères de longueur variable. Il est composé de chaînes CH₂ (Figure 2).

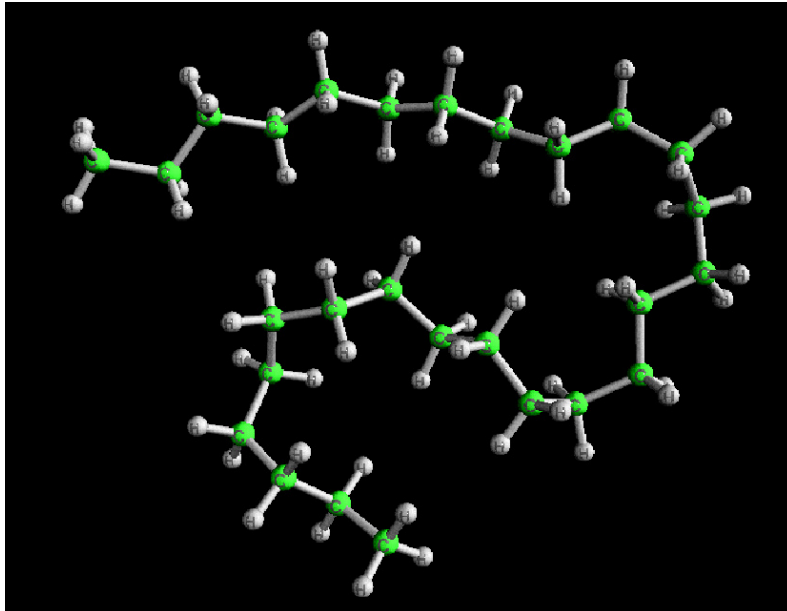


Figure 2 : La chaîne de polyéthylène est un polymère d'éthylène

La dernière évolution des PE linéaires, créée par augmentation du nombre de chaînes CH₂, se nomme UHMWPE (Ultra high molecular weight polyethylene). Les PE UHMWPE sont toujours utilisés dans les arthroplasties.

Il existe de nombreuses publications d'études sur simulateur de PTH qui ont montré une grande résistance à l'usure du PE UHMWPE [1,2].

Les autres couples de frottements dits « Dur/Dur » (métal/métal ou alumine/alumine) ont en théorie une usure du couple de frottement macroscopique quasi nulle mais peuvent dans certains cas présenter un défaut de fixation secondaire du cotyle sur l'os lié à une moindre élasticité de l'insert sur le métal back. Le métal back supprime un probable effet amortissant du PE UHMWPE cimenté. Le couple métal/métal pose en complément de la céramique le problème de la diffusion systémique des molécules de Chrome et Cobalt. Les complications locales sont représentées par des hypersensibilités retardées[7] et des réactions pseudo

tumorales[10, 11, 30]. Aucune série clinique retrouvée dans la littérature n'a pour l'instant montré de supériorité par rapport au couple de frottement métal/PE.

Les séries de la littérature rapportent 85% de résultats satisfaisants à 20 ans pour les implants « Charnley » (métal/PE) en ne prenant en compte que le critère révision pour descellement [4, 16].

2. Les mécanismes de pénétration de la tête fémorale dans le polyéthylène

La dégradation du polyéthylène associe deux mécanismes : l'usure et le fluage.

Le fluage est une déformation sans perte de substance. Il est dû à la délamination du PE, puis à une compression des lames détachées qui s'accumulent aux berges, entraînant une modification de la forme de la cupule dans le sens d'une augmentation de la surface de frottement[36].

L'usure entraîne une perte de substance du PE, dont les débris vont s'accumuler dans l'espace péri prothétique, le liquide articulaire et peuvent disséminer par les voies systémiques et lymphatiques. En augmentant la surface du couple de frottement, le fluage provoque aussi une augmentation de l'usure[34].

On distingue plusieurs types d'usure[20, 34] :

- l'usure par adhérence : les irrégularités du PE sont gommées par le métal de la tête fémorale[20]. Ce mécanisme d'usure est sensible à la charge et la vitesse, qui agit sur la température et peut induire des changements structuraux dans la matière[34].
- l'usure par abrasion : les irrégularités à la surface de la tête fémorale arrachent des particules de PE. Cette usure se manifeste par des sillons et des stries caractéristiques à la surface du PE[20, 34].
- l'usure à trois composants est liée à l'existence d'un corps étranger intra articulaire. Il s'agit le plus souvent de ciment acrylique qui agit comme abrasif et majore considérablement l'usure.

- l'usure par fatigue résulte de l'application de contraintes cycliques ou de cisaillement qui apparaît après plusieurs millions de cycles

La pénétration de la tête fémorale dans la cupule est la traduction radiologique de l'usure et du fluage. L'importance relative de ces deux phénomènes est difficile à évaluer. Pour Rose et al.[32], le fluage représenterait 2/3 de la pénétration et permettrait une pénétration linéaire de 0,04 mm/an. Pour Langlais[19], le fluage agirait de façon précoce pour secondairement se stabiliser. Penmetsa et al.[31] ont montré que 85% du fluage est réalisé entre 0 et 150 000 cycles.

3. La maladie du polyéthylène

Charnley, avec le principe de la LFA a éliminé les échecs mécaniques précoces des implants par usure rapide des composants ou inadéquation du couple de friction (grippage du métal/métal). La prothèse totale de hanche avait enfin une durée de vie satisfaisante, au-delà de 10 à 15 ans. En dehors des instabilités prothétiques liées au petit diamètre de sa tête fémorale, Charnley a été confronté à l'apparition secondaire d'images d'ostéolyse autour des implants, qui n'étaient pas forcément corrélées au degré d'usure radiographique du PE cotyloïdien. Cette ostéolyse correspond à l'apparition d'une membrane fibreuse autour des implants, dont l'origine exacte est parfois difficile à déterminer. Il peut en effet s'agir d'une membrane d'origine mécanique[1] suite à un défaut de stabilité primaire de l'implant. Son apparition est alors précoce dans l'évolution de l'arthroplastie et favorisera, de façon secondaire en créant un espace, la migration d'un flux de particules d'usures. A l'inverse, cette membrane peut avoir une origine biologique primaire[33], suite à la migration de produits d'usure au sein du tissu osseux péri prothétique[24] et par diffusion de molécules pro inflammatoires type Prostaglandines, Cytokines et Interleukines[9, 17] produites par les cellules au contact de l'articulation et des débris d'usure. Ces Interleukines sont capables en plus de modifier la cellularité au contact de l'implant avec activation des lignées à pouvoir ostéoclastique[2, 27].

4. Biochimie du liquide articulaire, modifications thermiques et simulateurs de PTH

La biochimie du liquide articulaire joue un rôle capital dans les variations thermiques à l'interface articulaire d'une PTH par modification du coefficient de friction en fonction de sa composition et probablement en influençant l'usure liée aux corps étrangers par précipitation des chaînes protéiniques sous l'effet de la chaleur.

Au niveau prothétique, une élévation thermique pourra avoir des conséquences sur la résistance des composants et notamment sur le polyéthylène avec une influence sur le fluage et sur l'usure. Une élévation thermique a aussi un retentissement sur la vitalité du tissu osseux au contact des éléments prothétiques.

Le liquide articulaire observé dans les prothèses totales de hanches semble assez proche du liquide articulaire natif avec cependant un taux d'acide hyaluronique moindre, et donc en théorie, une moindre viscosité. Les études sur simulateur utilisent le plus souvent du sérum bovin fœtal qui est caractérisé par une haute teneur en protéines. Cette haute teneur explique sa dilution par de l'eau déionisée pour répondre à la norme NF ISO 14242-1:2014 de fonctionnement des simulateurs.

La variabilité des mesures d'usure en fonction du lubrifiant utilisé dans le bain du simulateur est un élément important qui limite la comparaison des études réalisées sur simulateur de prothèses. En effet, il peut alors être « tentant » pour les industriels de tester leurs implants avec un taux « optimisé » de protéines ou d'acide hyaluronique dans le sérum afin de limiter les phénomènes d'usure du PE. A partir de 2012, la norme NF ISO 14242-1 recommandait une concentration en protéines du sérum de 30 ± 2 g/l. Une concentration de 30 g/l est en accord avec les études du liquide articulaire qui retrouvait sur hanche prothétique un taux de protéines de 20 à 40 g/l avec une moyenne à 30 g/l. Depuis 2014, la norme NF ISO 14242-1:2014 autorise toute concentration en protéines à condition que celle ci soit au préalable validée par des études in vivo.

5. Objectifs

La température à l'interface du couple de frottement d'une prothèse totale de hanche est un témoin indirect du fonctionnement du couple de friction tête métallique fémorale – polyéthylène du cotyle. Il n'existe actuellement pas de norme précise sur la teneur en protéines à utiliser dans le bain de simulateurs de PTH. Il n'existe pas de normes pour les autres composants du liquide articulaire : acide hyaluronique, lipides, taux de glucose... Les concentrations en protéines dans le liquide articulaire sont comprises entre 15 et 21 g/l (hanches natives) et 32 à 58 g/l (hanche prothétique). Les concentrations en acide hyaluronique (AH) dans le liquide articulaire sont comprises entre 3 et 3,5 g/l (hanche native saine) et 0,28 à 0,56 g/l (hanche prothétique)[23]. Guenther et al. retrouvaient une concentration moyenne en protéines à 32 g/l sur des hanches arthrosiques et 33 g/l sur des hanches prothétiques. Les concentrations en AH étaient de 0,785/0,486 g/l (hanche arthrosiques/hanches prothétiques)[12].

Il n'existe pas de norme précise pour la concentration en protéines dans le bain des simulateurs de prothèse totale de hanche. Pour l'AH, il n'existe pas de norme. Ces éléments devraient en théorie améliorer la lubrification du couple de frottement lorsque l'on augmente leurs concentrations. On devrait donc en augmentant ces concentrations avoir moins d'échauffement à l'interface du couple de frottement. Cette étude permettra d'évaluer si une variation de ces concentrations entraîne une modification de l'échauffement à l'interface prothétique.

Les objectifs de ce projet de recherche étaient :

- d'évaluer si une modification de la concentration en protéines dans le bain du simulateur pouvait entraîner une modification thermique à l'interface du couple de frottement.
- d'évaluer si une modification de la concentration en acide hyaluronique dans le bain du simulateur pouvait entraîner une modification thermique à l'interface du couple de frottement.

Cette différence de température pourrait être le témoin d'une différence de fonctionnement du couple de friction. Cette étude s'intègre dans un projet de recherche des facteurs favorisant l'usure prothétique sur simulateurs de prothèse de hanche.

2. MATERIEL ET METHODES

1. Laboratoire, implants utilisés et simulateur

L'étude était réalisée dans les locaux de la société CERAVER (Roissy – France). Un cotyle en polyéthylène UHMWPE « InitialTM » Polyéthylène GUR 1050 de la société Amplitude a été utilisé. Ce cotyle utilisé provenait de conditionnements stériles, non périmés, et n'avait pas été exposé à l'air ambiant.

La tête fémorale avait un col moyen en acier inoxydable et un diamètre de 22,2 mm (CERAVER).

Le simulateur de PTH (figure 3) permettant la réalisation de mouvements dans 2 secteurs : flexion - extension et rotation interne - externe.



Figure 3 : Photographie du simulateur de PTH utilisé pour notre étude

2. Protocole de fonctionnement du simulateur

Le bain du simulateur était de 400 ml. Un thermocouple était utilisé pour la mesure des variations thermiques à l'interface articulaire. Il était positionné à 0,65 mm de la surface de la tête fémorale.

Le bain du simulateur de volume 400 ml était rempli par plusieurs types de sérum :

- sérum bovin fœtal (SBF)
- sérum bovin fœtal dilué à 50% (SBF dilué à 50%)
- sérum physiologique
- sérum bovin fœtal avec adjonction d'acide hyaluronique (concentrations en acide hyaluronique à 0 g/l ; 0,5 g/l ; 1 g/l ; 1,5 g/l ; 2 g/l ; 2,5g/l et 3g/l)

La composition du sérum bovin fœtal utilisé était :

- Liquide stérile
- Hémoglobine : 0,15 g/l (norme inférieure à 0,20)
- Protéines : 37 g/l (norme 30 à 50)
- Sodium : 135 mM/L
- Potassium : 11,8 mM/L
- Calcium : 0,14 g/l
- Cholestérol : 0,32 g/l
- Glycérides Total : 0,55 g/l
- Albumine : 17,5 g/l
- Alpha Globulines : 10,4 g/l
- Béta Globulines : 8,55 g/l
- Gamma Globulines : 0,6 g/l.

La composition du sérum bovin fœtal dilué à 50% était :

- Liquide stérile
- Hémoglobine : 0,076 g/l
- Protéines : 18,5 g/l
- Sodium : 67,5 mM/L
- Potassium : 5,9 mM/L
- Calcium : 0,07 g/l

- Cholestérol : 0,16 g/l
- Glycérides Total : 0,27 g/l
- Albumine : 8,75 g/l
- Alpha Globulines : 5,2 g/l
- Béta Globulines : 4,25 g/l
- Gamma Globulines : 0,3 g/l

L'acide hyaluronique utilisé (Durolane®) était ajouté dans le sérum par seringues de 20 mg pour obtenir les concentrations requises à 0 g/l ; 0,5 g/l (10 seringues) ; 1 g/l (20 seringues) ; 1,5 g/l (30 seringues) ; 2 g/l (40 seringues) ; 2,5g/l (50 seringues) et 3g/l (60 seringues).

Les seringues étaient introduites dans le bain à 37°C et le bain était remué à l'aide d'une spatule pendant 15 secondes pour obtenir un mélange homogène.

Le niveau du bain était vérifié quotidiennement avec un réajustement des pertes par évaporation. L'antisepsie du bain était assurée par l'adjonction de Nitrure de Sodium.

Le cotyle était cimenté dans un porte cotyle, avec contrôle du centrage (figure 4) à la Machine de Mesure Tridimensionnelle (MMT).

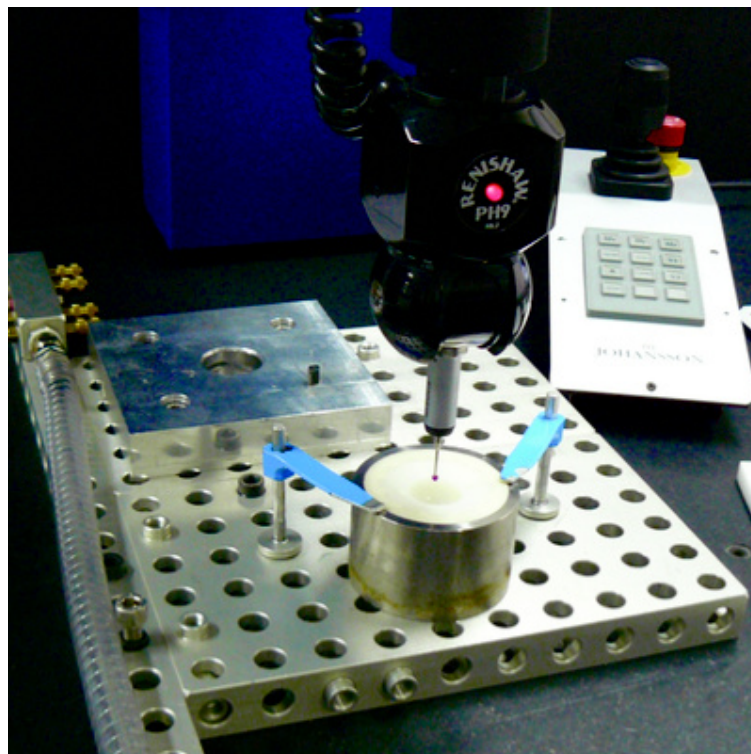


Figure 4 : Contrôle du centrage du cotyle dans son porte cotyle en utilisant une MMT.

Le porte cotyle était ensuite positionné sur un axe de rotation verticale. Le centrage du porte cotyle sur l'axe de rotation vertical était réalisé avec un jeu maximum de 79 μm . La tête fémorale était positionnée sur un support de tête. La qualité du centrage de la tête était vérifiée dans le plan horizontal et vertical. La tête fémorale était impactée sur le support de tête avec une force de 2 kN. Il était réalisé un contrôle de sa hauteur à la MMT (figure 5).

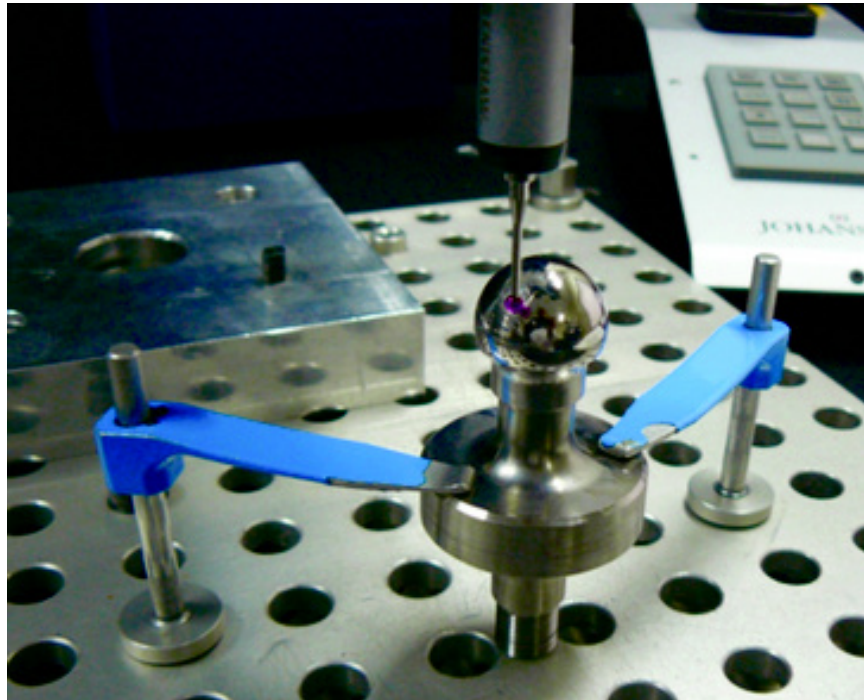


Figure 5 : Contrôle du centrage de la tête fémorale à la MMT.

Une modification de la hauteur globale était réalisée par un empilement de cales pour atteindre la hauteur à l'horizontale correspondant à l'emboîtement idéal dans le cotyle. La hauteur du centre de la tête fémorale devait correspondre à la hauteur du centre du cotyle.

Le réglage antéropostérieur et médiolatéral était réalisé par une douille conique fendue (jeu nul) et ajustement H7g6.

Après positionnement de la tête fémorale et de son support de tête au niveau du simulateur, un nouveau contrôle du centrage de la tête fémorale était réalisé afin de vérifier l'alignement de la tête fémorale sur l'axe de rotation de la nacelle (support du cotyle), pour éviter les effets came.

On utilisait un comparateur fixé sur l'axe de rotation vertical que l'on pouvait faire tourner autour de la tête pour contrôler son centrage. Il était toléré une excentration maximale de 50 μm .

Pour le positionnement du cotyle contre la tête, il était nécessaire, avant d'appliquer la précharge, de plaquer le cotyle contre la tête en lui donnant un léger mouvement de rotation avant de la fixer, afin de ne pas créer de bulles d'air qui pourraient rompre le film lubrifiant.

Le réglage de la précharge se faisait à l'aide d'un système de vis et d'écrous, et le réglage de la charge se faisait à l'aide d'un vérin pneumatique.

Le couple articulaire était précontraint à 800 N. On appliquait une charge cyclique de 3500 N associée à un mouvement de rotation de 20° (15° de RE ; 5° de RI) et de 36° en flexion extension (18° de flexion, 18° d'extension). On appliquait une fréquence continue de 1 Hz.

3. La mesure des variations thermiques à l'interface

Un thermocouple était utilisé pour la mesure des variations thermiques à l'interface articulaire. Il était positionné au fond d'un tunnel dont l'extrémité était située à 0,65 mm de la surface de la tête fémorale. Une mesure du bain du simulateur était également réalisée. La température était mesurée en continu avec un relevé effectué tous les 50 cycles.

4. Statistiques

L'analyse de variance (ANOVA) a été utilisée pour rechercher une différence entre les mesures. Un test de Shapiro - Wilk a été utilisé pour évaluer la normalité des variables. Un test de Bartlett a été utilisé pour évaluer l'homogénéité des variances. Les résultats étaient significatifs lorsque le degré de significativité p était inférieur à 0,05.

3. RESULTATS

1. Généralités

Un couple métal – polyéthylène (UHMWPE) a été testé à une fréquence de 1 Hz en modifiant deux types de paramètres dans le bain du simulateur : la concentration de protéines ou d'acide hyaluronique. 5000 cycles ont été réalisés pour chaque manipulation.

2. Variation de concentration en protéines dans le bain

Les températures moyennes au tribocontact (à l'interface du couple de frottement), du bain du simulateur et le délai d'obtention du plateau thermique sont données dans le tableau 1 et la figure 6.

	Température moyenne(écart-type) au tribocontact (en °C)	Température moyenne(écart-type) du bain (en °C)	Atteinte du plateau thermique (en sec)
Sérum physiologique	48,30(1,7)	37,68(0,6)	106
SBF dilué à 50%	48,15(1,2)	37,63(0,6)	109
SBF	48,64(1,2)	37,68(0,5)	108
Analyse ANOVA	P=0,04	P=0.01	NR

Tableau 1 : Synthèse des températures moyennes au tribocontact, dans le bain et atteinte du plateau thermique en fonction de la variation de concentration en protéines.

Il n'existait pas de différences significatives entre les mesures de température effectuées au tribocontact ($p = 0,04$) ou dans le bain du simulateur ($p = 0,01$) en fonction du sérum utilisé dans le bain du simulateur (analyse variance ANOVA).

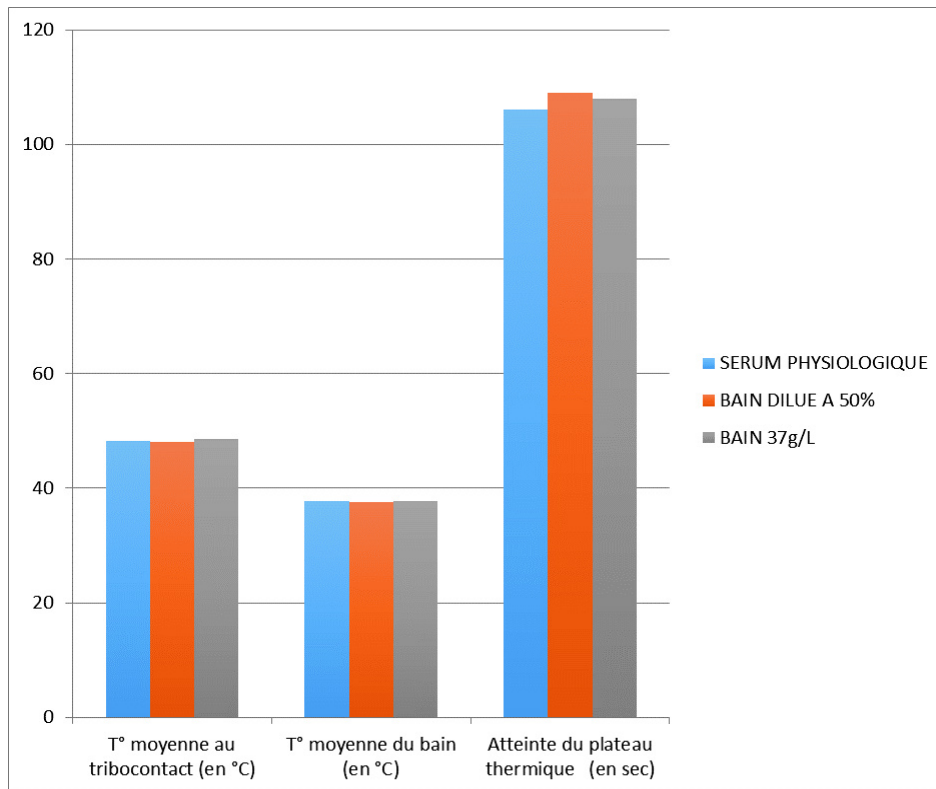


Figure 6 : Synthèse des températures moyennes au tribocontact, dans le bain et atteinte du plateau thermique en fonction de la variation de concentration en protéines.

Il existait une atteinte plus lente du plateau thermique au tribocontact pour la manipulation avec sérum physiologique comme l'illustre les figures 7 et 8.

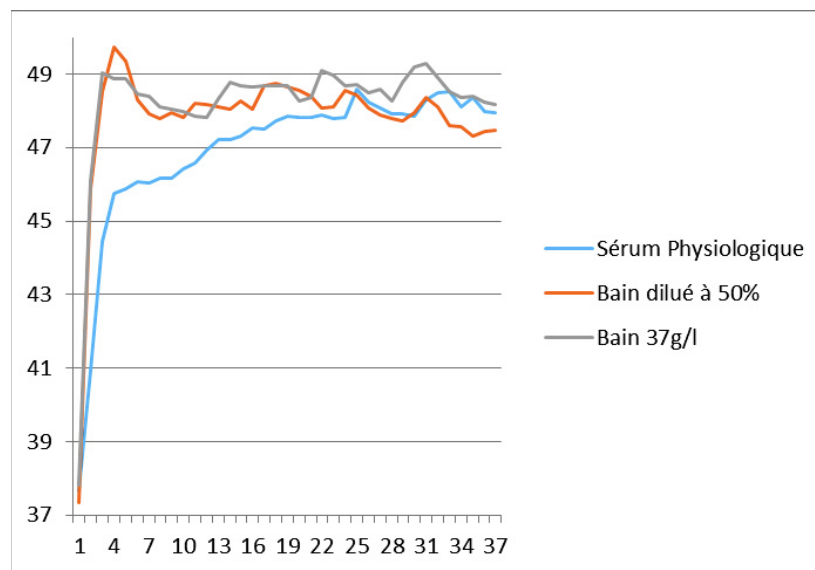


Figure 7 : Atteinte du plateau thermique pour le polyéthylène UHMWPE en fonction des trois types de bain

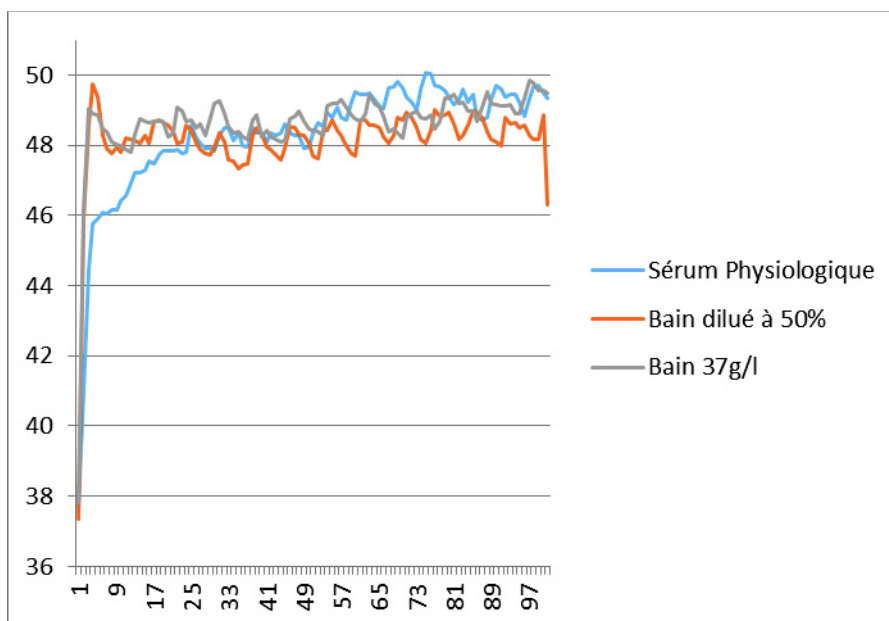


Figure 8 : Courbe de température au tribocontact du polyéthylène UHMPWE en fonction des différents bains sur les 5000 cycles.

L'écart entre les températures observées est compris dans un intervalle inférieur à 3°.

Après une phase transitoire, la température du bain reste dans les 3 cas dans un intervalle compris entre 36,5°C et 38,5°C (figure 9).

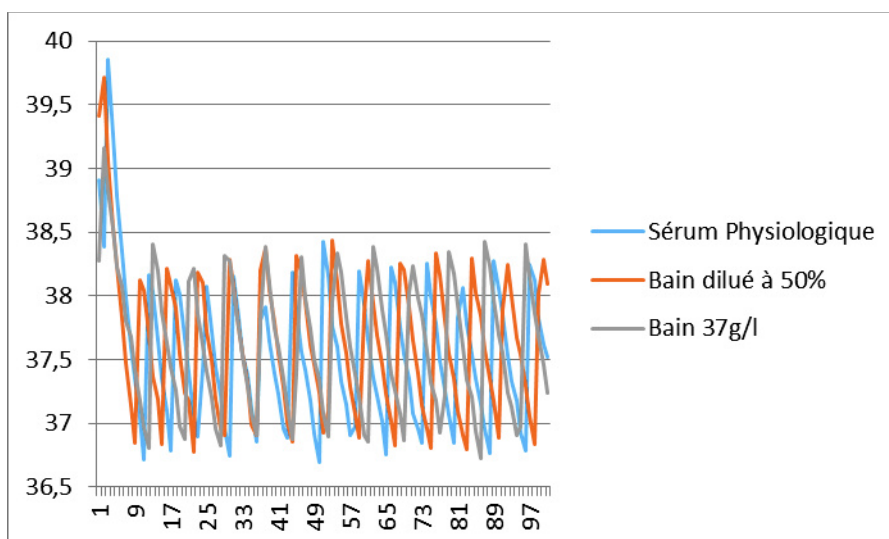


Figure 9 : Température du bain pour les 5000 cycles avec le polyéthylène UHMWPE

3. Variation de concentration en acide hyaluronique dans le bain

Les températures moyennes au tribocontact et du bain ainsi que l'atteinte du plateau thermique sont données dans le tableau 2 et la figure 10.

Concentration en acide hyaluronique	Température moyenne(écart-type) au tribocontact (en °C)	Température moyenne(écart-type) du bain (en °C)	Atteinte du plateau thermique (en sec)
0 g/l	47,90(1,15)	37,51(0,5)	99
0,5 g/l	47,77(1,10)	37,43(0,4)	101
1 g/l	47,52(1,7)	37,48(0,5)	109
1,5 g/l	47,23(1,2)	37,53(0,6)	108
2 g/l	48,12(1,48)	37,76(0,6)	107
2,5 g/l	48,07(2,1)	37,32(0,6)	113
3 g/l	48,46(1,42)	37,6(0,8)	106
Analyse ANOVA	P=0,005	P=0,002	NR

Tableau 2 : Synthèse des températures moyennes au tribocontact, dans le bain et atteinte du plateau thermique en fonction de la concentration en acide hyaluronique.

Il n'existait pas de différences significatives entre les mesures de température effectuées au tribocontact ($p = 0,005$) ou dans le bain du simulateur ($p = 0,002$) sur le PE UHMWPE quel que soit le sérum utilisé dans le bain du simulateur (analyse variance ANOVA).

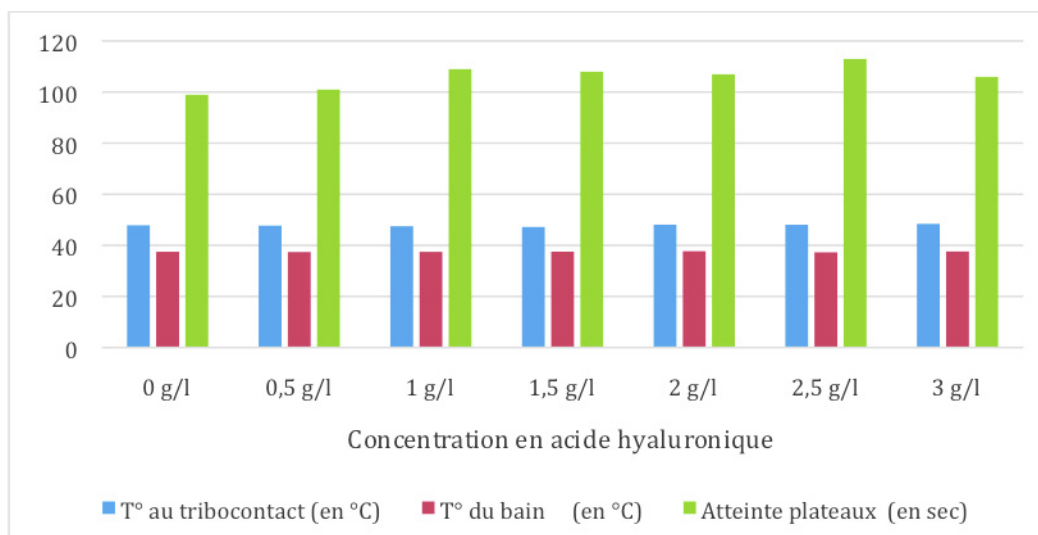


Figure 10 : Synthèse des températures moyennes au tribocontact, dans le bain et atteinte du plateau thermique en fonction de la concentration en acide hyaluronique.

Il existait une atteinte plus rapide du plateau thermique au tribocontact pour la manipulation sans acide hyaluronique et une atteinte plus lente pour une concentration à 2,5 g/l comme l'illustre la figure 11.

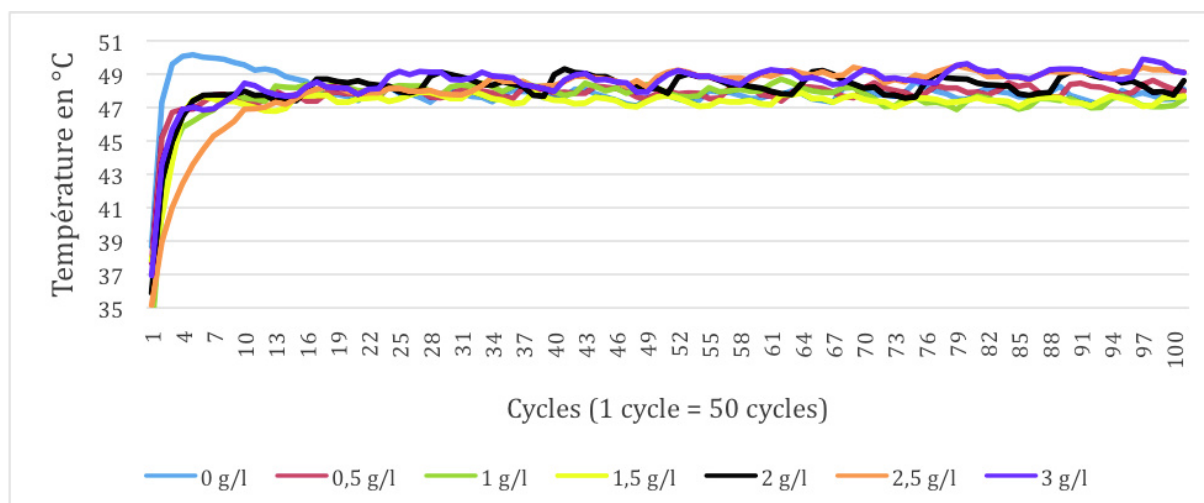


Figure 11 : Courbe de température au tribocontact du polyéthylène UHMPWE en fonction de la concentration en acide hyaluronique du bain sur les 5000 cycles.

L'écart entre les températures observées après obtention du plateau thermique était compris dans un intervalle inférieur à 3°.

Après une phase transitoire, la température du bain restait dans un intervalle compris entre 36°C et 39°C (figure 12).

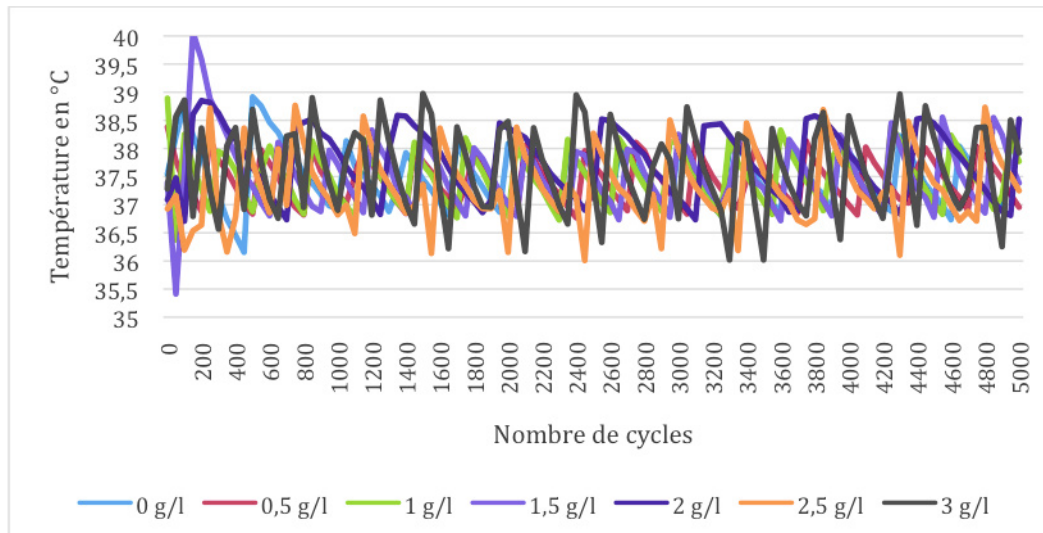


Figure 12 : Température du bain pour les 5000 cycles en fonction de la contration en acide hyaluronique

4. DISCUSSION

1. La réponse à nos objectifs

Pour la variation de concentration en protéines dans le bain, il a été retrouvé une atteinte moins rapide du plateau thermique au tribocontact dans le bain au sérum physiologique. Il existait un pic initial de température jusqu'à atteindre un plateau thermique relativement stable. Il n'existait pas de différence de température selon la concentration de protéines.

Pour la variation de concentration en acide hyaluronique (AH), il existait une tendance à une atteinte plus rapide du plateau thermique au tribocontact en l'absence d'AH et une atteinte moins rapide pour une concentration élevée. Après l'atteinte du plateau thermique, les mesures de températures étaient stables. Il n'existait pas de différence de température quel que soit la concentration en AH utilisée.

La température du bain restait relativement stable sans différences retrouvées selon la concentration en protéines ou en AH utilisées.

La comparaison statistique des pics thermiques n'était pas réalisable en raison d'un nombre trop faible de mesures avant l'atteinte des plateaux thermiques.

2. Lubrifiant articulaire et bain du simulateur : peut-on transposer les résultats des tests sur simulateur ?

La biochimie du liquide articulaire joue un rôle capital dans les variations thermiques à l'interface articulaire par modification du coefficient de friction en fonction de sa composition et en influençant l'usure par corps étrangers par précipitation des chaînes protéiniques sous l'effet de la chaleur.

La connaissance du liquide articulaire d'une PTH qui « va bien » est limitée. Sa composition est encore mal connue.

La concentration du liquide articulaire en AH a été décrite et mesurée par Yamada et al.[29, 38] lors de reprises pour descellement mécanique de PTH et lors d'implantations de PTH pour

coxarthrose. Il existait une concentration en AH inférieure dans le groupe des reprises de PTH ($0,64 \pm 0,42$ g/l contre $1,07 \pm 0,28$, $p=0,015$). Mazzucco et al.[25] observaient une diminution de 30% de la concentration en acide hyaluronique dans le groupe « reprise de PTG » versus gonarthrose. La concentration en protéines était par contre plus élevée de 25% dans le groupe « reprise de PTG » (taux 34 g/l versus 27 g/l). Il n'existait pas de corrélation entre le taux en AH et la teneur en protéines du liquide articulaire.

L'albumine semble avoir un rôle important dans la lubrification de l'arthroplastie[13] avec une influence du paramètre température qui entraîne au-delà de 70°C une agrégation de molécules d'albumine[18, 28]. Ce risque d'agrégation est important car les études thermiques montrent des variations de températures allant de 45° sur hanches natives à plus de 90° sur simulateurs. Les études sur simulateur utilisent le plus souvent du sérum bovin fœtal qui est caractérisé par une haute teneur en protéines. La plus abondante, l'albumine, constitue 57 à 71% du contenu du sérum et les gammaglobulines en représentent 8 à 26%[26].

La variabilité des mesures d'usure en fonction du lubrifiant utilisé dans le bain du simulateur est un élément important qui limite la comparaison des études réalisées sur simulateur de prothèses. Les auteurs décrivent la nature du liquide utilisé dans le bain du simulateur qui est habituellement du sérum bovin fœtal ou du sérum bovin dilué pour obtenir un taux minimum de teneur en protéines. Le taux actuel, en rapport avec la norme NF ISO 14242-1:2014 autorise toute concentration en protéines à condition que celle ci soit validée par des études in vivo. Les études retrouvent des taux de protéines variant de 20 à 40 g/l avec une moyenne à 30 g/l[12][23]. Il n'existe pas de norme pour la teneur en acide hyaluronique. Il peut être tentant pour les industriels de tester leurs implants avec un taux « optimisé » de protéines ou d'acide hyaluronique dans le sérum afin de limiter les phénomènes d'usure du PE.

Liao et al.[22] avaient montré sur simulateur de PTH et de PTG une augmentation des particules d'usure du PE quand la teneur en protéines du sérum diminuait.

Brandt et al.[3] comparaient la composition du liquide articulaire de genoux arthrosiques avec les sérums utilisés sur les simulateurs de PTH et de PTG. Ils observaient un taux de protéines dans le liquide articulaire des patients de 34 g/L avec 70% d'albumine. Ce taux de protéines était de 69 g/L avec 51% d'albumine pour le sérum bovin, de 40 g/L avec 40% d'albumine pour le sérum de bovin nouveau-né et de 42 g/L avec 42% d'albumine pour le sérum bovin alpha. Les auteurs préconisaient, afin de se rapprocher au maximum du liquide articulaire

humain, l'utilisation de sérum bovin alpha supplémenté en fer dilué par une solution saline et l'ajout d'acide hyaluronique à la concentration de 1,5 g/L.

Dans notre étude, le sérum bovin fœtal utilisé était de 37 g/l qui correspond aux études in vivo qui retrouvaient des taux de 20 à 40 g/l sur hanche prothétique[12].

Kaddick et al.[15], sur une étude sur simulateur de prothèse de hanche avec évaluation d'un couple tête céramique /cotyle PE UHMWPE, observaient une différence significative des débris d'usure du PE en faisant simplement varier le sérum utilisé dans le bain du simulateur. La différence était significative avec un effet à priori néfaste sur l'usure d'une concentration élevée de protéines dans le bain du simulateur.

Enfin, les données sur simulateur ne prennent pas en compte la réalité clinique avec un liquide « synovial » qui va être remplacé par le sang provenant de l'hématome post opératoire. L'influence de ces paramètres sur l'usure est inconnue. Le moment où un liquide « pseudo-synovial » en volume suffisant permet la lubrification maximale de la prothèse est également inconnu. Le délai varie probablement de quelques semaines à plusieurs mois.

On ignore donc s'il existe une phase initiale post opératoire de quelques semaines où la PTH fonctionnerait avec du sang comme lubrifiant qui pourrait être à l'origine d'une production anormale de particules d'usure dont la cytotoxicité est également parfaitement inconnue.

Toutes ces données confirment la difficulté et les limites des essais sur simulateur. La comparaison quantitative des produits d'usure du PE inter étude est impossible en raison de la variabilité des protocoles comme la nature et le renouvellement du bain du simulateur, les contraintes appliquées...

3. Viscosité et concentration en acide hyaluronique et en protéines

Le liquide articulaire observé dans les PTH semble assez proche du liquide articulaire natif avec cependant un taux d'AH moindre[38], et donc en théorie, une moindre viscosité. Le coefficient de viscosité du liquide articulaire est un paramètre qui joue un rôle dans la température à l'interface articulaire. Les données transmises par l'industriel qui fournit en sérum bovin à la société Ceraver ne permettait pas d'avoir une valeur exacte de la viscosité

finale du sérum bovin fœtal et de l'acide hyaluronique utilisé. Il s'agit d'une des limites de notre étude. Une élévation thermique à l'interface agit de façon bipolaire en protégeant le couple de friction (formation d'un film d'agrégats de protéines à l'interface) et en dégradant les qualités globales de viscosité du liquide articulaire en précipitant les protéines en suspension et en modifiant la résistance biomécanique du PE. La température idéale de fonctionnement du couple de friction est inconnue. Les liquides des bains de simulateurs de PTH utilisés dans la plupart des études possèdent une viscosité comparable à celle de l'eau et ne correspond pas au liquide articulaire plus visqueux. Lea Bortel et al.[21] ont réalisé un liquide artificiel avec une viscosité comparable à celle du liquide articulaire sur une étude pion disque d'usure. Les avantages de ce liquide était l'augmentation de la viscosité, un coût raisonnable et une amélioration de la cohérence avec des particules d'usure proches de celles retrouvées in vivo. Il pourrait améliorer la reproductibilité des études sur simulateur. Mais ce liquide artificiel est encore en cours de validation.

Il n'existe par ailleurs aucun contrôle bactériologique du liquide du bain du simulateur dans les études retrouvées dans la littérature. Il pourrait être intéressant d'éliminer systématiquement une contamination bactériologique qui pourrait modifier la viscosité et les résultats sur l'usure.

4. Les limites de la reproduction de la marche sur simulateur

Le but du simulateur est de tenter de reproduire en quelques semaines, en fonction de la fréquence utilisée, le nombre de cycles que le patient effectuerait avec sa prothèse sur une période allant généralement de 5 à 10 ans.

Il est admis que 1 million de cycles correspondent à une année de fonctionnement d'une prothèse de hanche implantée.

Les études longues sur simulateur (plusieurs millions de cycles) permettent de valider les critères majeurs comme la dégradation des pièces prothétiques, la production qualitative et quantitative de débris d'usures. Les études courtes permettent mesurer les phases d'accélération de température que l'on retrouve notamment chez les patients sportifs.

Le simulateur (société Ceraver) était de type 2D. Le schéma exact de marche ne pouvait être reproduit en totalité. Une fréquence de 1 Hz qui correspond à une population d'activité physique moyenne a été utilisée. Le choix d'une fréquence de 1 Hz avec un fonctionnement continu ne semble donc pas en adéquation avec la réalité clinique où le patient va associer des phases de marche et de repos qui joueront un rôle sur le refroidissement au niveau du couple de friction et sur la circulation de fluides à l'interface prothétique. Il reste cependant en adéquation avec la plupart des études publiées sur simulateurs qui sont réalisées avec des fréquences comprises entre 0,5 et 2 Hz.

Les simulateurs de PTH de dernière génération 3D permettent de reproduire la totalité des mouvements d'une hanche : Flexion/Extension ; Abduction/Adduction ; Rotation interne et externe.

Cette étude a été réalisée en cyclage court (50 000 cycles par manipulations) car il s'agissait d'une étude préliminaire afin d'évaluer si la variation de concentration en protéines ou en acide hyaluronique avait un impact important sur l'échauffement à l'interface.

5. Les variations thermiques à l'interface articulaire.

Les études des modifications thermiques in vivo au niveau de la hanche sont rares dans la littérature. Le paramètre « température » a été utilisé comme critère de jugement car il s'agit d'un témoin indirect de l'usure. Il serait nécessaire de mesurer les débris d'usure mais leur recueil est difficile techniquement et financièrement. Les filtres utilisés ne permettent pas de recueillir les plus petites particules et pourraient biaiser les mesures d'usure.

Une élévation de la température au niveau articulaire peut entraîner une nécrose osseuse. Eriksson et al.[8] ont montré qu'une température à 47°C pendant 1 minute pouvait entraîner une ostéonécrose. Une température de 88° C a été enregistrée au contact osseux lors d'une cimentation fémorale in vitro[14]. L'injection de ciment chirurgical dans des vertèbres de lapin montrait des signes focaux de nécrose[35]. Cette nécrose peut être responsable de descellement prothétique. Lors de la cimentation d'une tige fémorale, les zones les plus exposées à une nécrose osseuse sont les zones 1 et 7 de Gruen (figure 13) en raison d'un volume de ciment plus important. Cette nécrose osseuse se transforme en une membrane poreuse qui permet le passage de liquide articulaire chargé en débris de PE. Ces débris peuvent à leur tour stimuler une résorption osseuse par activation ostéoclastique dans les zones 2 à 6.

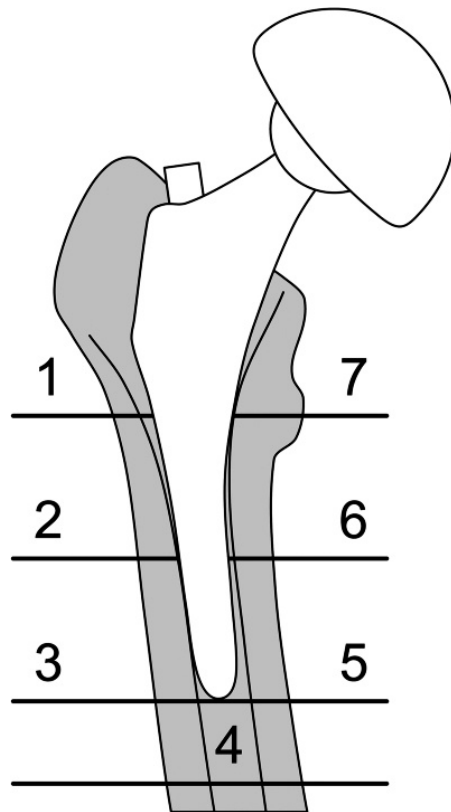


Figure 13: Zones de Gruen³³

Cette usure était liée à une précipitation des protéines appelée ‘usure à 3^{ème} corps’. Heuberger et al.[13] dans une étude plus récente de type « pion disque » ont montré que les protéines, et notamment l’albumine, créaient une couche à la surface des implants augmentant le glissement et la friction.

5. REFERENCES

1. Aspenberg P, Herbertsson P. Periprosthetic bone resorption. Particles versus movement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1996;78:641–646.
2. Athanasou NA, Quinn J, Bulstrode CJ. Resorption of bone by inflammatory cells derived from the joint capsule of hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1992;74:57–62.
3. Brandt JM, Charron KD j, MacDonald SJ, Medley JB. Mass gain behaviour of tibial polyethylene inserts during soak testing. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*. 2011;225:324–331.
4. Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2000;82:487–497.
5. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet Lond. Engl.* 1961;1:1129–1132.
6. Charnley J. Faltin lecture: evolution of total hip replacement. *Ann. Chir. Gynaecol.* 1982;71:103–107.
7. Delaunay C, Petit I, Learmonth ID, Oger P, Vendittoli PA. Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: the cobalt and chromium ions release concern. *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR.* 2010;96:894–904.
8. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1984;18:261–268.
9. Glant TT, Jacobs JJ, Molnár G, Shanbhag AS, Valyon M, Galante JO. Bone resorption activity of particulate-stimulated macrophages. *J. Bone Miner. Res. Off. J. Am. Soc. Bone Miner. Res.* 1993;8:1071–1079.
10. Glyn-Jones S, Pandit H, Kwon Y-M, Doll H, Gill HS, Murray DW. Risk factors for inflammatory pseudotumour formation following hip resurfacing. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009;91:1566–1574.
11. Grammatopoulos G, Grammatopolous G, Pandit H, Kwon Y-M, Gundle R, McLardy-Smith P, Beard DJ, Murray DW, Gill HS. Hip resurfacings revised for inflammatory pseudotumour have a poor outcome. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009;91:1019–1024.
12. Guenther LE, Pyle BW, Turgeon TR, Bohm ER, Wyss UP, Schmidt TA, Brandt J-M. Biochemical analyses of human osteoarthritic and periprosthetic synovial fluid. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*. 2014;228:127–139.
13. Heuberger MP, Widmer MR, Zobeley E, Glockshuber R, Spencer ND. Protein-mediated boundary lubrication in arthroplasty. *Biomaterials.* 2005;26:1165–1173.
14. Hsieh P-H, Tai C-L, Liaw J-W, Chang Y-H. Thermal damage potential during hip resurfacing in osteonecrosis of the femoral head: an experimental study. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 2008;26:1206–1209.

15. Kaddick C, Wimmer MA. Hip simulator wear testing according to the newly introduced standard ISO 14242. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*. 2001;215:429–442.
16. Kerboul L, Hamadouche M, Courpied JP, Kerboul M. Long-term results of Charnley-Kerboul hip arthroplasty in patients younger than 50 years. *Clin. Orthop.* 2004;112–118.
17. Kim KJ, Chiba J, Rubash HE. In vivo and in vitro analysis of membranes from hip prostheses inserted without cement. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1994;76:172–180.
18. Krishnakumar SS, Panda D. Spatial relationship between the prodan site, Trp-214, and Cys-34 residues in human serum albumin and loss of structure through incremental unfolding. *Biochemistry (Mosc.)*. 2002;41:7443–7452.
19. Langlais F. Prothèses articulaires : facteurs biologiques et mécaniques de tolérance. In: *Conférence d'enseignement de la SOFCOT*. Vol Cahier n°1. Paris; 1983:15–19.
20. Langlais F. Le polyéthylène en orthopédie : comportement à long terme. In: *Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT*. Les biomatériaux en chirurgie orthopédique. Paris; 1986:51–60.
21. Lea Bortel E, Charbonnier B, Heuberger R. Development of a Synthetic Synovial Fluid for Tribological Testing. *Lubricants*. 2015;3:664–686.
22. Liao Y-S, McKellop H, Lu Z, Campbell P, Benya P. The effect of frictional heating and forced cooling on the serum lubricant and wear of UHMW polyethylene cups against cobalt-chromium and zirconia balls. *Biomaterials*. 2003;24:3047–3059.
23. Mangione P, Chauveaux D, Baquey C, Honton JL. [Chemical and biochemical characterization and level of metals in the periprosthetic fluid]. *Int. Orthop.* 1990;14:393–397.
24. Massin P, Viguier E, Flautre B, Hardouin P, Astoin E, Duponchel B. Migration of polyethylene debris along well-fixed cemented implants. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 2004;68:140–148.
25. Mazzucco D, Scott R, Spector M. Composition of joint fluid in patients undergoing total knee replacement and revision arthroplasty: correlation with flow properties. *Biomaterials*. 2004;25:4433–4445.
26. Merrell K, Southwick K, Graves SW, Esplin MS, Lewis NE, Thulin CD. Analysis of low-abundance, low-molecular-weight serum proteins using mass spectrometry. *J. Biomol. Tech. JBT*. 2004;15:238–248.
27. Murray DW, Rushton N. Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1990;72:988–992.
28. Muzammil S, Kumar Y, Tayyab S. Anion-induced stabilization of human serum albumin prevents the formation of intermediate during urea denaturation. *Proteins*. 2000;40:29–38.
29. Namba RS, Shuster S, Tucker P, Stern R. Localization of hyaluronan in pseudocapsule from total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 1999:158–162.

30. Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gundle R, Whitwell D, Gibbons CLM, Ostlere S, Athanasou N, Gill HS, Murray DW. Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2008;90:847–851.
31. Penmetsa J, Peter J, Petrella J, Rullkoetter P. Influence of polyethylene creep behavior on wear in total hip arthroplasty. *J. Orthop. Res.* 2006;24:422–426.
32. Rose RM, Nusbaum HJ, Schneider H, Ries M, Paul I, Crugnola A, Simon SR, Radin EL. On the true wear rate of ultra high-molecular-weight polyethylene in the total hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1980;62:537–549.
33. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO, Bragdon CR, Kabo JM, Malcolm AJ, Harris WH. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin. Orthop.* 1992;60–78.
34. Sedel L. Tribologie des prothèses totales de hanche. In: *Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT*. Paris; 1985:45–56.
35. Spurrier E, Payton O, Latimer M. Bone temperature during cementation with a heatsink: a bovine model pilot study. *BMC Res. Notes.* 2014;7:494.
36. Weightman B, Swanson SA, Isaac GH, Wroblewski BM. Polyethylene wear from retrieved acetabular cups. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1991;73:806–810.
37. Wroblewski BM, Siney PD. Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results. *Clin. Orthop.* 1993:191–201.
38. Yamada H, Morita M, Henmi O, Miyauchi S, Yoshida Y, Kikuchi T, Terada N, Washimi O, Washimi Y, Seki T. Hyaluronan in synovial fluid of patients with loose total hip prosthesis. Comparison with hyaluronan in patients with hip osteoarthritis and idiopathic osteonecrosis of femoral head. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2000;120:521–524.

RESUME

Les essais sur simulateurs de prothèses totales de hanche (PTH) tentent de reproduire les conditions in vivo. La température à l'interface du couple de frottement est un témoin indirect du fonctionnement et de l'usure du couple de friction. Les objectifs de cette étude étaient d'évaluer si une modification de la concentration en protéines ou en acide hyaluronique (AH) dans le bain du simulateur pouvait entraîner une modification thermique à l'interface.

Il s'agissait d'un simulateur CERAVER 2D de PTH testant un couple de friction métal – polyéthylène UHMWPE en faisant varier la concentration protéique (0 ; 18,5 et 37 g/l) et d'acide hyaluronique (0 à 3 g/l) dans le bain sur 50000 cycles continus à une fréquence de 1 Hz. La variation de concentration protéique était réalisée en diluant du sérum bovin fœtal. Une analyse de variance ANOVA était utilisée.

Il a été observé un pic initial de température à l'interface prothétique retardé en l'absence de protéines ou avec des concentrations élevées en AH pour atteindre un plateau thermique stable identique selon les concentrations en protéines ou en AH. Il n'existait pas de différences thermiques significatives en modifiant la concentration en protéines ($p=0,04$) ou en acide hyaluronique ($p=0,005$) dans le sérum.

Les résultats ne montrent pas de modifications thermiques en fonction de la concentration en protéines ou en AH. En revanche, il est observé une tendance à une atteinte plus lente du plateau thermique pour des concentrations élevées en AH ou lors de l'absence de protéines dans le bain. L'intérêt de normaliser le liquide utilisé pour les bains de simulateur pourrait limiter ces biais et permettre une comparabilité de l'ensemble des études.

MOTS CLES

Polyéthylène UHMWPE

Température

Acide Hyaluronique

Protéines

Simulateur de PTH