

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université de Batna 2 – Mostefa Ben Boulaid
Faculté de Technologie
Département de Mécanique



Thèse

Présentée pour l'obtention du titre de :
Docteur en Sciences en Génie mécanique
Option : Bio Mécanique

Sous le Thème :

**Bio fonctionnalité d'un couple de biomatériaux
PEHD/céramique « application numérique à
l'association tête, cupule/cotyle »**

Présentée par :

AMRANI Hichem

Devant le jury composé de :

BENBOUTA Rachid	Prof.	Université de Batna 2	Président
MAZOUZ Hammoudi	Prof.	Université de Batna 2	Rapporteur
AMEDDAH Hacene	M.C.A	Université de Batna 2	Examineur
BELKACEM BOUZIDA Aissa	Prof.	Université de Batna 1	Examineur
BOUCHELAGHEM Med Abdelaziz	Prof.	Université de Annaba	Examineur
LAGRED Ahmed	M.C.A	Université de Annaba	Examineur

2019



*Je dédie ce travail à ma défunte mère ainsi
qu'à mon père que Dieu ait leurs âmes*

A mon épouse et mes deux enfants

A mes sœurs et frères

A tous mes amis et collègues du travail

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon encadreur, Hammoudi MAZOUZ professeur à l'université de Batna 2 « Mostefa Ben Boulaïd », pour la confiance qu'il m'a témoigné, les conseils, les orientations et sa constante disponibilité pour l'achèvement de ce modeste travail.

Je remercie cordialement le président du jury le professeur Rachid BENBOUTA d'avoir accepté d'évaluer et enrichir ce travail.

Je voudrais également remercier très sincèrement les membres le professeur Aissa BELGACEM BOUZIDA de l'université de Batna 1 « Hadj Lakhdar », le Dr. Hacene AMMEDAH de l'université de Batna 2 « Mostefa Ben Boulaïd », le professeur Mohamed Abdelaziz BOUCHELAGHEM et le Dr. Ahmed LAGRED de l'université de Annaba, pour l'honneur qu'ils me font en participant à ce jury et en acceptant la charge d'être examinateurs.

Je tiens tout d'abord à remercier monsieur Kamel FEDAOUI, docteur à l'université de Constantine 1 « Frères Mentouri », pour ses encouragements et son aide.

J'adresse aussi mes sincères remerciements à Mr. M.BELHOCINE, Y.BOUHAFNA, A. BOUKHOBZA, F. MEDDOUR, A. ABDI, L. BAROURA, K. ARAR, T. SEDRAT, L. Mebarki,

Mes remerciements chaleureux vont aussi à tous les employés de département LMD-ST, ainsi qu'à toute l'administration du département de Mécanique, qu'ils aient tous ma haute sympathie, mon respect et mes grands remerciements.

.Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et amis, qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de cette thèse.

Merci à tous et à toutes

Table des matières

Liste des figures	I
Liste des tableaux	II

Introduction générale

Introduction générale	III
-----------------------------	-----

Etude Bibliographique

I.1. Les prothèses totales de hanche	001
I.1.1. Articulation coxo-fémorale	001
I.1.1.1. Anatomie de la hanche	001
I.1.1.2. Mouvements	002
I.1.1.3. Les principaux muscles	003
I.1.1.4. Biomécanique de la hanche	004
I.1.1.5. Dégradation de l'articulation de la hanche	007
I.1.2 Prothèses Totales de Hanche (PTH)	007
I.1.2.1 Historique et problèmes d'usure	007
I.1.2.2. Les PTH modernes	010
I.1.2.3. Les couples prothétiques	011
I.1.2.4. L'usure du couple prothétique	012
I.1.2.5. Prédire la performance des couples	015
I.2. Problématique A	016
I.2.1. Appui des recherches bibliographiques	016
I.2.1.1. Bonde d'usure du contact Rotule-Cupule	016
I.2.1.2. Bonde d'usure pour le couple céramique	017
I.2.2. Le phénomène de décoaptation	017
I.2.3. Les pistonages	019
I.2.4. La règle de 90	019
I.2.5. L'usure métallique (Phénomène d'impingement)	020
I.2.6. La Clearance	021
I.2.7. Test de chocs (tests expérimentaux)	022
I.3.1. Développement des procédures expérimentales	023
I.3.2. Volumes d'usure	025
I.3.3. Rupture des pièces prothétiques	026
I.3.4. Le squeaking	026
I.4.1. Application de La théorie d'Hertz dans le contact cylindre/plan dans les différents implants	027
I.4.2. Notre hypothèse	029

Application numérique de la théorie d'Hertz dans un contact élastique

II.1. Théorie du Contact Hertzien Elastique	030
II.1.1. Introduction	030
II.1.2. La théorie d'Hertz	031
II.1.2.1. Objectifs	031
II.1.2.2. Hypothèses	031

II.1.2.3. Modélisation des déformations, zone de contact	031
II.1.2.4. Critères de dimensionnement	033
II.1.2.4.1. Pression de contact	033
II.1.2.4.2. Contrainte tangentielle	033
II.1.3. Quelques résultats classiques	034
II.1.3.1. Contact ponctuel	034
II.1.3.2 Contact rectiligne	035
II.1.4. Résultats généralisés	036
II.1.4.1. Définition des courbures	037
II.2. Calcule tribologique « pression hertzienne max » dans un contact cylindre/plan	039
II.2.1. MESYS AG à Zurich (Suisse)	039
II.2.2. Méthodologie Solution avec MESYS	040
II.2.3. Méthodologie Solution avec ABAQUS	047
II.2.4. Interprétation des résultats et conclusion	053

Simulation du contact linéaire entre deux couples de Biocéramiques

III.1. Simulation de différentes orientations de la cupule par rapport à la tête	055
III.1.1. Influence de l'inclinaison de la cupule	056
III.1.2. Méthodologie Solution avec ABAQUS	057
III.1.3. Résultats et discussion	061
III.1.4. Conclusion	062
III.2. Problématique B	063
III.2.1. Hypothèses	063
III.3. Etude numérique du contact entre biomatériaux saint et avec rugosité	064
III.3.1. Généralité	064
III.3.2. Etude des surfaces	064
III.3.3. Les ordres de défauts d'une surface géométrique	065
III.3.3.1. Défauts de forme	065
III.3.3.2. Défauts d'ondulation	065
III.3.3.3. Rugosité	065
III.3.4. Mesure des défauts	066
III.3.5. Mesure de la rugosité	067
III.3.5.1. Ecart quadratique moyen du profil (Rq)	067
III.3.5.2. Ligne de référence arithmétique (ligne centrale)	067
III.3.5.3. Ecart arithmétique moyen du profil (Ra)	067
III.3.6. Méthodologie Solution avec ABAQUS	069
III.3.7. Résultats et discussion	070
III.3.8. Interprétation des résultats et conclusion	071
III.4. Etude numérique du contact entre biomatériaux saint et poreux	072
III.4.1. Les milieux poreux	072
III.4.2. La porosité	073
III.4.3. Caractérisation des milieux poreux	074
III.4.4. Les matériaux céramiques poreux	075
III.4.5. Les caractérisées des céramiques poreuses	076
III.4.6. Méthodologie Solution avec ABAQUS de la porosité	077
III.4.7. Résultats et discussions	078
III.4.8. Interprétation des résultats et conclusion	078
III.5. Conclusion	079

Modélisation par éléments finis et simulations du contact entre céramiques saints et avec défauts

IV.1. COMSOL Multiphasiques	080
IV.1.1.Introduction	080
IV.1.2.A propos de COMSOL	081
IV.2.Défauts de Rugosité	081
IV.2.1. Développement du modèle	081
IV.2.2. Résultats de la simulation du contact entre deux corps sain et avec défauts	082
IV.2.3. Cas de biocéramique de la zircone	082
IV.2.3.1. Avec défauts sous forme d'ellipse	082
IV.2.3.2. Avec défauts sous forme rectangle	083
IV.2.3.3. Avec défauts sous forme triangle	084
IV.2.4. Cas de biocéramique de l'alumine	084
IV.2.4.1. Avec défauts sous forme d'ellipse	085
IV.2.4.2. Avec défauts sous forme rectangle	085
IV.2.4.3. Avec défauts sous forme triangle	085
IV.2.5. Cas de biocéramique de PEHD	086
IV.2.5.1. Avec défauts sous forme d'ellipse	086
IV.2.5.2. Avec défauts sous forme rectangle	086
IV.2.5.3. Avec défauts sous forme triangle	086
IV.2.6. Interprétation des Résultats	087
IV.2.7.Conclusion	088
IV.3. Défaut de Porosité	089
IV.3.1. Introduction	089
IV.3.2. Effet du défaut sur la résistance du matériau	089
IV.3.3. Modèle statique d'Hertz du contact cylindre-plan	090
IV.3.4. Modélisation des contacts par la méthode des éléments finis	092
IV.3.5. Définition du modèle	092
IV.3.6. Résultat et discussions	094
IV.3.7. Comparaison entre solution numérique et analytique	098
IV.3.8. Effet de la distance entre les pores et la surface libre	098
IV.3.9.Effet du type d'élément et de la densité du maillage	099
IV.3.10. Conclusions	101
Conclusion générale Perspectives	
V.1. Conclusion générale	102
V.2. Perspectives	105

Références bibliographiques

Liste des figures

Figure I.1 : Articulation coxo-fémorale de la hanche, vue latérale	001
Figure I.2 : Ligaments du bassin et de l'articulation coxo-fémorale, vues postérieure (à gauche) et antérieure	002
Figure I.3 : Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche	003
Figure I.4 : Muscles assurant la stabilité et la mobilité de la hanche	004
Figure I.5 : Balance de Pauwels	005
Figure I.6 : Intervalle de forces atteintes lors la phase d'appui du cycle de marche	006
Figure I.7 : Articulation de la hanche a) saine et b) avec PTH	007
Figure I.8 Historique des matériaux utilisés pour les PTH	009
Figure I.9 : La prothèse totale de hanche moderne	010
Figure I.10 : Le système de double mobilité dans le couple prothétique	011
Figure I.11 : Avantages et inconvénients de chaque couple de matériaux utilisés actuellement pour les PTH	012
Figure I.12 : Réactions immunitaires liées à la libération de débris d'usure et à l'origine de réactions inflammatoires	013
Figure I.13 : Comparaison des taux d'usure linéaires mesurés in vivo pour différents couples prothétiques	014
Figure I.14 : Identification des bandes d'usure par un marquage violet sur la tête en céramique (a) et la doublure (b) ; l'impact est identifié par une encoche créée sur la coque acétabulaire . (c et d).	016
Figure I.15 : rayures d'usure sur le couple prothétique	017
Figure I.16 : Localisation des zones d'usures sur la prothèse analysée (a) Cupule et (b) Tête	017
Figure I.17 : Schéma de décoaptation	018
Figure I.18 : La règle de 90 degrés, b) flexion suivant diamètres de têtes fémorales	020
Figure I.19 : Phénomène d'impingement et usure par rayures	020
Figure I.20 : Clearance entre tête fémorale et la cupule	021
Figure I.21 : différentes zones de contact tête-cupule	021
Figure I.22 : La clearance en fonction du facteur de friction	021
Figure I.23 : Machine à tests 'Tester en chocs les éléments prothétiques).	022
Figure I.24 : Vue globale des combinaisons de tests mises en œuvre et apport de l'état de l'art ...	023
Figure I.25 : Le simulateur Leeds Mark II ; la décoaptation consiste en une translation latérale de 0,5 mm	023
Figure I.26 : Volume d'usure zircone > Volume d'usure alumine	025
Figure I.27: Rupture test set up acc. to ISO 7206-10-2003	026
Figure I.28 : Prothèses de genou	028
Figure I.28 : Zone de contact tête-cupule, dans des tests d'usure	029
Figure II.1 : Déformation locale	030
Figure II.2 : Modélisation des déformations	032
Figure II.3 : Zone de contact	032
Figure II.4 : Répartition de pression (ellipsoïde)	032
Figure II.5 : Courbes d'iso-contraintes τ max	034
Figure II.6 : Vue en photoélasticité	034
Figure II.7 : Iso-contraintes tangentielles	034
Figure II.8 : Contact sphère /sphère, et zone de déformation	035
Figure II.9 : Concavité inverse	035
Figure II.10 : Concavité inverse	036

Figure II.11 : Détermination de m, n et r	036
Figure II.12 : Plan de courbure maximal et minimal	037
Figure II.13 : Représentation du contact cylindre plan du couple Zircon/ Zircon	040
Figure II.14 : les résultats du contact Zircon/ Zircon pour L=28 mm	043
a) Contrainte de contact en fonction de la profondeur ;	
b) Contrainte de contact en fonction de la profondeur.	
c) Le déplacement en fonction de la charge ;	
d) La contrainte en fonction de la charge	
Figure II.15 : les résultats du contact Zircon/Poly pour L=14 mm	046
a) Contrainte de contact en fct de la profondeur ;	
b) Contrainte de contact en fct de la profondeur ;	
c) Le déplacement en fct de la charge ;	
d) La contrainte en fct de la charge	
Figure II.16 : Modèle 3D et maillage associé (Tête/Cupule)	047
Figure II.17 : Contrainte de von mises dans le couple Zir/Poly:	048
a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule , pour l'incrément 11	
Figure II.18 : Pression maximale dans le couple Zir/Poly :	049
a) cupule,b) rotule ,c) rotule-cupule Pour l'incrément 11	
Figure II.19 : Contrainte de von mises dans le couple Zir/Poly :	021
a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule , Pour l'incrément 11	
Figure II.20 : Pression maximale dans le couple Zir/Zir :	050
a) cupule,b) rotule ,c) rotule-cupule Pour l'incrément 11	
Figure II.21 : contact corps mou et rigide	053
Figure II.22 : Représentation du modèle équivalent à la tête fémorale.....	054
Figure III.1 : Décoaptation pendant la phase de balancement de la jambe	055
Figure III.2 : Modèle 3D maillé ; tête/cupule orientation de la cupule de 60°	056
Figure III.3 : Orientation de la cupule par rapport à la tête fémorale de (0° à 90°)	058
Figure III.4 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises (tête/Cupule).	059
Figure III.5 : Résultats numériques du déplacement (tête/Cupule).	059
Figure III.6 : Résultats numériques de la pression de contact (tête/Cupule).	059
Figure III.7 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises (Cupule).	060
Figure III.8 : Résultats numériques du déplacement (Cupule).	060
Figure III.9 : Résultats numériques de la pression de contact (Cupule).	060
Figure III.10 : Concentration de la contrainte maximale de Von mises suivant des lignes Pour orientation de la cupule de 50° : a) rotule-cupule, b) cupule, c) rotule.	061
Figure III.11 : Profil d'une surface.	064
Figure III.12 : Défauts de profil d'une surface.	065
Figure III.13 : Paramètres liés aux motifs : ondulation et rugosité. A, B et Ln (longueur d'évaluation) en mm (ISO 3274).	066
Figure III.14 : Structure de surfaces.	066
Figure III.15 : Mesure des défauts de surface par un profilographe.	067
Figure III.16 : Paramètres liés à la ligne moyenne. Écart moyen arithmétique Ra. Lx = longueur de base.	068
Figure III.17 : Exemple de six profils différents ayant les mêmes Ra et Rq.	069
Figure III.18 : Modèles 3D maillés (Cyl/Pl avec défauts).	070
Figure III.19 : Contraintes de Von mises (Cylindre/Plan avec défauts de Rugosité).	071
Figure III.20 : a) Pression maximale, b) déplacement	071
Figure III.21 : Exemples de milieux poreux	072
Figure III.22 : Exemple de structure poreuse (coupe 2D).	073
Figure III.23 : Classification de la porosité à partir de la taille des pores.	074

Figure. III.24 : Microstructure typique d'une surface céramique polie qui illustre les grains monocristallins, joints de grains et pores	075
Figure III.25 : la géométrie de modèles Parallélogramme poreux 3D.	077
Figure III.26 : la géométrie de modèle en contact (Cyl/Pl preux) 3D.	077
Figure III.27 : Contrainte de Von mises de l'ensemble cylindre saint et plan avec défauts.	078
Figure III.28 : Contrainte de Von mises.	078
Figure III.29 : Pression maximale et déplacement.	078
Figure IV.1 : Différents modèles 2D du contact linéaire entre deux corps saint et avec rugosité.	082
Figure IV.2 : Modèle 2D maillé en Zircone (défauts sous forme d'ellipse).....	083
Figure IV.3 : Contraintes de Von-mises du modèle en Zircone (défauts sous forme d'ellipse). ...	083
Figure IV.4 : Modèle en Zircone 2D maillé (défauts sous forme rectangle).	083
Figure IV.5 : contraintes de Von-mises du modèle en Zircone (défauts sous forme rectangle)	084
Figure IV.6 : modèle en Zircone 2D maillé (défauts sous forme rectangle).	084
Figure IV.7 : Contraintes de Von-mises du modèle en Zircone (défauts sous forme triangle).	084
Figure IV.8 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme ellipse).	085
Figure IV.9 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme rectangle). ..	085
Figure IV.10 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme triangle).....	085
Figure IV.11 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme ellipse).....	086
Figure IV.12 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme triangle).....	086
Figure IV.13 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme rectangle). ...	086
Figure IV.14 : Influence des défauts sur les propriétés mécaniques du matériau poreux. Les deux courbes en pointillés décrivent l'évolution des propriétés de deux microstructures différentes.	090
Figure IV.15 : Contact particulier d'Hertz du type cylindre / plan.	091
Figure IV.16 : Modèle de contact d'Hertz statique.	092
Figure IV.17 : Contact des structures 2D.	093
Figure IV.18 : Étude géométrique.	094
Figure IV.19 : Représentation des contraintes de Von mises pour le cas sans défaut.	094
Figure IV.20 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact pour le cas sans défaut.	095
Figure IV.21 : Représentation des contraintes de Von mises pour le cas de contact avec défaut «Cas 1 de l'ellipse verticale ».	095
Figure IV.22 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact pour «Cas 1 de l'ellipse verticale ».	096
Figure IV.23 : Résultats numériques de la pression de contact.	096
Figure IV.24 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises.	097
Figure IV.25 : Résultats numériques de la longueur de contact.	097
Figure IV.26 : Représentation de la contrainte de Von avec défaut "Forme elliptique verticale 1 cas".	098
Figure IV.27 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact "Forme elliptique verticale 1 cas".	099
Figure IV.28 : La variation de la contrainte de Von Mises en fonction de la densité de maillage....	100
Figure IV.29 : Variation de la longueur de contact en fonction de la densité du maillage.	100
Figure IV.30 : Variation de la pression de contact en fonction de la densité du maillage.	100

Liste des tables

Tableau I.1 : Pics de force au niveau de l'articulation de la hanche pendant différentes activités...	006
Tableau I.2 : Comparaison des taux d'usure moyens mesurés in vitro pour différents couples prothétiques.	015
Tableau I.3 : Volumes d'usure in vitro rapportés pour différentes combinaisons de matériaux céramiques en condition de décoaptation.	024
Tableau II.1 : Ordres de grandeur.	033
Tableau II.2 : Synthèse des principaux résultats sur le contact d'Hertz élastique	038
Tableau II.3 : Résultats trouvés de couple « Zir / Zir ».	041
Tableau II.4 : Résultats trouvés de couple « Zir/Poly ».	044
Tableau II.5 : Résultats comparatifs.	053
Tableau III.1 : Valeurs types de rugosité arithmétique moyenne.	068
Tableau III.2 : Classification de la porosité.	074
Tableau III.3 : Principales techniques de caractérisation géométrique des milieux poreux et leurs échelles.	075
Tableau IV.1 : La distance entre les pores pour les différents cas d'études du modèle.	093
Tableau IV.2 : Taille des pores pour les différents cas d'étude du modèle.	093

Introduction Générale

Introduction générale

La biomécanique est considérée comme étant l'application de la physique à l'étude de tout organisme vivant, à l'étude des forces générées ou subies par l'organisme et de leurs effets sur son mouvement ou ses déformations.

L'utilisation de la biomécanique à travers ses approches cible deux objectifs qui sont strictement liés l'un à l'autre dont le premier consiste à minimiser les incidents de blessures par contre le deuxième participe à l'augmentation du rendement de l'arthroplastie.

L'arthroplastie totale de la hanche, parfois considérée comme l'intervention chirurgicale orthopédique du siècle, est en continuel développement depuis son introduction, au milieu du siècle dernier. Ils estimaient entre 1 et 2 millions de prothèses totales de hanche sont posées chaque année dans le monde (Holzwarth and Cotogno, 2012). Leur rôle est de redonner mobilité et stabilité à l'articulation de la hanche et de traiter les douleurs qui lui sont associées. Des patients de plus en plus jeunes, et actifs, aspirent ainsi à retrouver une certaine qualité de vie grâce à cette intervention, forte de son succès. Celui-ci s'est construit grâce à une multitude de développements technologiques, de la fabrication de l'implant jusqu'aux techniques opératoires.

Pendant plusieurs dizaines d'années, toutes formes de prothèses, de biomatériaux et de procédés opératoires différents furent essayés. Mais ces techniques, relevant plus de techniques empiriques que de protocoles scientifiques rigoureux, se soldaient presque toujours par des résultats peu satisfaisants avec, dans la majorité des cas, la durée de vie des implants, limitée à en moyenne 10-20 ans, qui reste une problématique majeure.

Cette étude est dédiée à la compréhension des mécanismes de dégradation des prothèses totales de hanche (PTH), qui ont pour but de remplacer l'articulation coxo-fémorale détruite suite à une lésion au niveau de la hanche, ou à un accident comme la rupture du col du fémur, etc.

Le nombre de poses de PTH s'accroît sous le double effet du vieillissement de la population et de l'implantation de PTH chez des patients de plus en plus jeunes ; pour limiter les ré-interventions chirurgicales, il est donc important d'augmenter la durée de vie des PTH, qui est le grand souci de la science des biomatériaux qui aspire à développer régulièrement de nouveaux matériaux plus résistants, plus durs, plus stables chimiquement et d'une meilleure biocompatibilité.

Les biomatériaux utilisés actuellement comprennent les métaux, les polymères et les céramiques, comme l'alumine et la zircone. Grâce à leur très bonne résistance à l'usure et à leur bon comportement mécanique, les céramiques, sont très utilisées pour fabriquer des têtes fémorales et des cupules cotyloïdiennes, elles sont bioinertes et ont une très bonne biocompatibilité.

Un des problèmes les plus fréquents après l'implantation d'une prothèse de hanche, est la production de débris d'usure. Ces débris perturbent le métabolisme cellulaire ; au final la résorption osseuse se produit, conduisant au descellement aseptique de la prothèse. Grâce à leur dureté, ce problème est moins fréquent avec les céramiques qu'avec d'autres biomatériaux tels que le polyéthylène (UHMWPE) à très haut masse moléculaire ou les alliages métalliques.

Les céramiques sont fragiles et peuvent subir des fractures quand elles sont soumises à des dégradations par chocs. De cette manière, il est plus facile de comprendre les mécanismes de dégradation des matériaux, ce qui permet de les améliorer.

On identifie donc trois principaux modes de dégradation pour un couple céramique/céramique : le frottement, le choc et le vieillissement à basse température.

Toutefois, peu d'études expérimentales se sont intéressées aux interactions de ces modes les uns avec les autres, qui pourtant ont lieu in vivo.

Dans le premier chapitre, on présente une analyse de la littérature portant sur l'articulation de la hanche pour introduire, ensuite les Prothèses Totales de Hanche. On expose la problématique liée à la durée de vie des PTH et les avantages et inconvénients des principaux couples de biomatériaux et leurs propriétés utilisés actuellement dans le domaine de l'implantation, enfin un des problèmes les plus fréquents après l'implantation d'une prothèse de hanche, est la production de débris d'usure qui apparaît ses traces sous formes de bandes sur les composants prothétiques, qui est l'objectif de notre étude de comprendre les mécanismes de dégradation des biomatériaux.

Quant au deuxième chapitre est organisé de la manière suivante. Dans un premier temps, on rappelle les principales hypothèses qui permettent de se placer dans le cadre de la théorie d'Hertz. Ces hypothèses souvent restrictives permettent la résolution d'un problème d'élasticité linéaire tridimensionnelle. Ensuite, on va utiliser un logiciel fourni par des sociétés spécialisées en conception du système des logiciels qui peuvent être utilisé pour calculer les contraintes d'hertz soit ponctuel ou linéaire, ainsi les dimensions et les pressions. Ensuite, nous introduisons les phénomènes de déformations au niveau de la prothèse de hanche, et nous calculons les contraintes d'impact et la pression au niveau de la zone du contact par un logiciel

d'éléments finis. Enfin complété par l'interprétation des résultats analytiques et par modélisation.

Dans le chapitre suivant, nous représentons la modélisation du contact tête/ cupule de la PTH en biocéramique dans laquelle on décrira les outils informatiques utilisés pour la réalisation de la modélisation. Nous traitons plusieurs positions d'orientation de la cupule, par rapport à la position zéro de la tête pour définir la position critique et confirmer numériquement en appuyant sur la variation des couleurs, qui forme des zones de sollicitation de contraintes, que le contact cylindre-plan dans une prothèse de hanche est le résultat d'usure linéaire. Ensuite en va présenter la deuxième problématique afin de connaître le défaut le plus provoquant de l'usure linéaire ; donc deux études seront menées, la première sur le défaut de la porosité entre deux paires de biocéramiques en contact linéaire. Deuxièmement, l'influence des défauts de la rugosité sur le même couple de biocéramique.

Enfin dans le quatrième chapitre, on va étudier l'effet de la présence de défauts pour le contact entre les corps. Pour cela on va étudier le contact cylindre / plan en utilisant une approche analytique et numérique. Les résultats obtenus à partir de la théorie d'Hertz et de la méthode des éléments finis seront comparés. Deux études seront menées, d'abord l'influence de la forme des défauts de rugosité entre deux paires de biocéramiques. Et d'autres part, l'influence de la forme des défauts de porosité et de leur distribution dans le biocéramique. Enfin, l'analyse des résultats obtenus à partir de la théorie et de la simulation.

De cette manière il est plus facile de comprendre les mécanismes de dégradation des matériaux, ce qui permet de les améliorer. Cette partie nous amènera ensuite à donner les Conclusions les plus importantes et à exposer, dans les Perspectives, quelques propositions pour des travaux futurs.

Chapitre I

Etude Bibliographique

Chapitre 1 : Etude Bibliographique

Dans ce chapitre, on présente une analyse de la littérature portant sur l'articulation de la hanche pour introduire, ensuite les Prothèses Totales de Hanche. On expose la problématique liée à la durée de vie des PTH et les avantages et inconvénients des principaux matériaux céramiques et leurs propriétés utilisés actuellement dans le domaine de l'implantation.

I.1. Les prothèses totales de hanche

I.1.1. Articulation coxo-fémorale

I.1.1.1. Anatomie de la hanche

L'articulation coxo-fémorale, ou articulation de la hanche, établit la jonction entre le fémur et les os du bassin. Cette articulation portante est de type rotule à trois degrés de liberté. La tête fémorale, reliée à l'extrémité supérieure du fémur par le col du fémur, représente une portion de sphère (environ 2/3 d'une sphère de 45 mm de diamètre) et s'articule dans la cavité hémisphérique du bassin, le cotyle ou acétabulum (Figure I.1). La surface de contact entre la tête et l'acétabulum est légèrement supérieure à la surface d'une demi-sphère et est déterminée par la profondeur de l'acétabulum. Celle-ci est fixée sur le bord de l'acétabulum et du ligament transverse. Les surfaces osseuses de la tête fémorale et de la cavité acétabulaire du bassin sont recouvertes d'une couche de cartilage articulaire lisse d'environ 3 à 6 mm d'épaisseur. Ce cartilage amortit les efforts et absorbe les chocs entre les os, facilitant leur glissement les uns contre les autres [Armelle P, 2017].

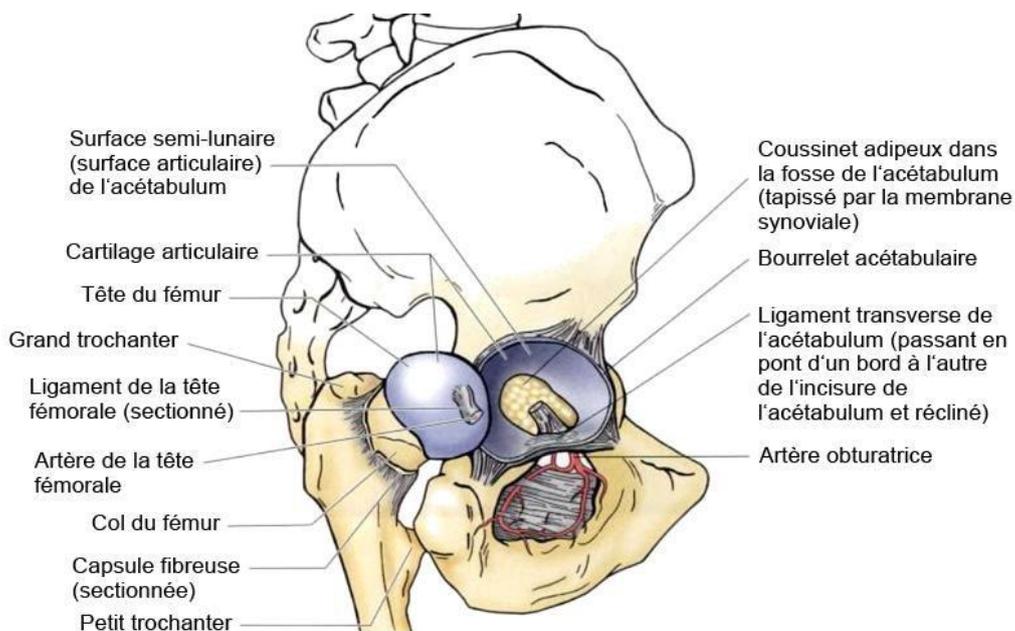


Fig. I.1 : Articulation coxo-fémorale de la hanche, vue latérale (Moore and Dalley, 2001).

L'articulation de la hanche est une articulation stable, robuste et flexible. Elle contient un réseau de puissants ligaments qui la soutiennent mécaniquement, contribuent au maintien de la tête dans l'acétabulum (la coaptation) et empêchent les mouvements excessifs tels que l'hyperextension. Les ligaments principaux sont les ligaments ilio-fémoral, ischio-fémoral et pubo-fémoral (Figure I.2). Ils renforcent les tissus fibreux de la capsule articulaire (capsule fibreuse) qui entoure globalement l'articulation. La face profonde de cette capsule est doublée par la membrane synoviale qui assure la lubrification de l'articulation. La membrane synoviale revêt également une partie du col du fémur, de la zone non articulaire de l'acétabulum et le ligament de la tête fémorale (ou ligament rond). Ce dernier relie la tête fémorale au fond de l'acétabulum et contribue à sa vascularisation à partir d'une petite artère ; il ne présente en revanche pratiquement aucun rôle mécanique.

La stabilité de l'articulation est aussi garantie par la profondeur de l'acétabulum qui permet le maintien de la tête et son centrage dans l'acétabulum. Les muscles péri-articulaires y contribuent également et permettent d'apporter la puissance à la hanche et à la jambe pour assurer la mobilité.

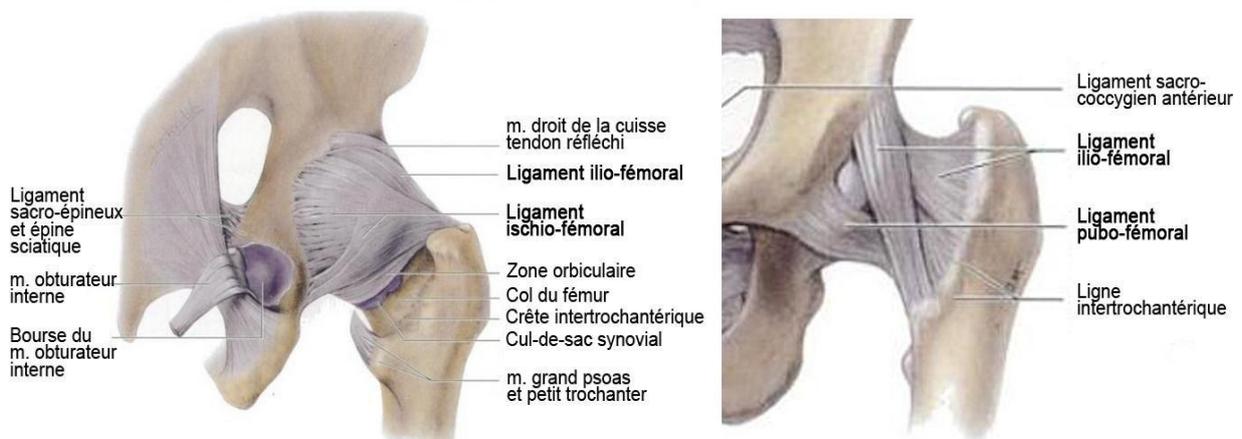


Fig. I.2 : Ligaments du bassin et de l'articulation coxo-fémorale, vues postérieure (à gauche) et antérieure (à droite) (Moore and Dalley, 2001).

I.1.1.2. Mouvements

La hanche est une articulation flexible qui permet, la plus grande amplitude de mouvement après celle de l'épaule. Elle est sollicitée au cours de la plupart des activités quotidiennes chez l'humain. Les mouvements de l'articulation de la hanche peuvent se décomposer en mouvements de flexion /extension, d'abduction/adduction et de rotations interne et externe autour de l'axe horizontal dans le plan frontal (Figure I.3).

a- Flexion - extension (axe frontal, horizontal) :

Flexion : 120° genou fléchi, 90° genou étendu (rôle des ischio-jambiers). C'est une position de moindre stabilité ; et Extension limitée à 15° par le ligament iliofémoral

b- Abduction - adduction (axe horizontal, sagittal) :

Abduction de 45° limitée par le contact du col sur l'acétabulum, les adducteurs, le ligament pubo-fémoral ainsi Adduction de 20° à 30° (position instable)

c- Rotation autour de l'axe vertical

Interne de 35° à 40°, limitée par le ligament ischio-fémoral et le muscle obturateur interne.

Externe de 45° à 60°, limitée par le ligament ilio-fémoral (position instable).

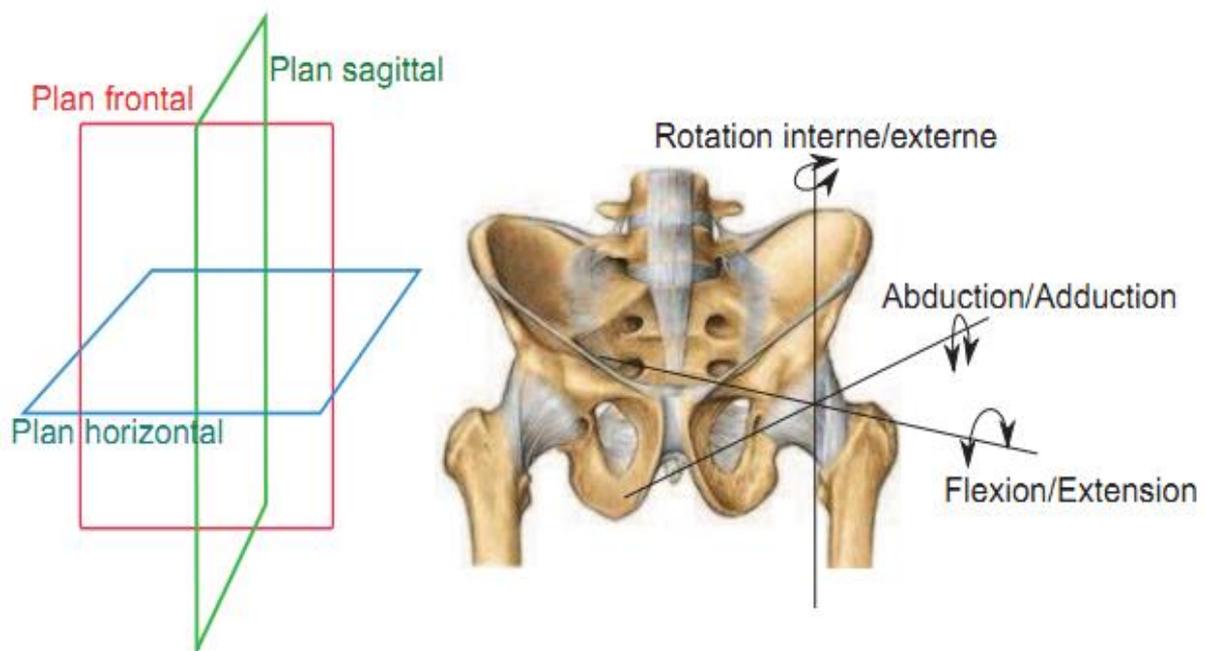


Fig. I.3 : Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche (Juliana Uribe ,2012),

Les mouvements de la hanche sont assurés par plusieurs groupes de muscles rattachés aux os de l'articulation par les tendons ; Ces principaux muscles sont (Figure I.4) :

I.1.1.3. Les principaux muscles

A- Le psoas iliaque : il permet la flexion de l'articulation coxo-fémorale, et accessoirement il est rotateur externe de la cuisse.

B - Le muscle Sertorius : son action est la flexion et l'abduction de la cuisse sur le bassin.

C - Le tenseur du fascia lata : c'est un muscle fléchisseur, abducteur (en éloignant la cuisse du plan médian du corps) et rotateur de la cuisse.

D - Le muscle moyen adducteur : il assure l'adduction et la rotation externe.

E -Le muscle grand adducteur : son rôle essentiel est l'adduction et la rotation.

F - Le muscle droit fémoral : son action principale est l'adduction de la cuisse et la rotation externe de celle-ci.

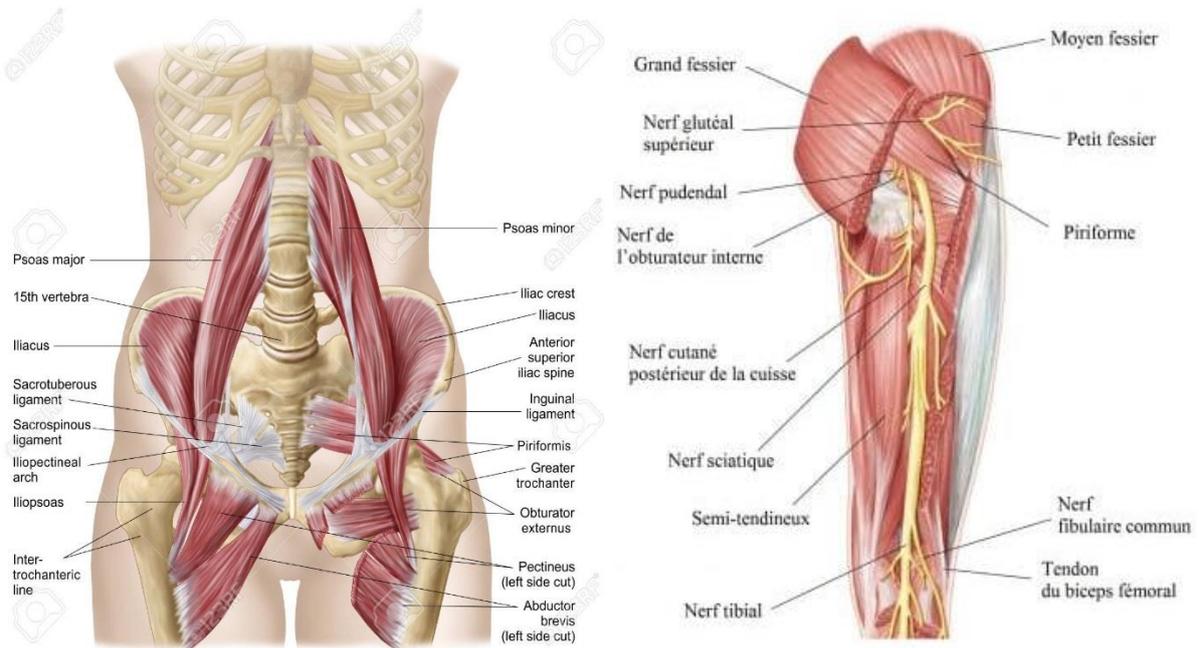


Fig. I.4 : Muscles assurant la stabilité et la mobilité de la hanche [Bartleby.com, 2000].

La lubrification de cette articulation est assurée par le liquide synovial, qui est présent dans l'espace articulaire délimité par la capsule articulaire. Il s'agit d'un liquide visqueux jaune pâle et qui présente une propriété de cisaillement en film mince, pouvant se comporter comme un fluide newtonien. Il provient essentiellement du sang en empruntant les capillaires à l'intérieur de la membrane synoviale. Cette même membrane synoviale sécrète, grâce aux cellules qui la composent, l'acide hyaluronique ce qui confère au liquide synovial une consistance visqueuse produit par la membrane synoviale. Le liquide synovial est aussi constitué de glycoprotéines et de phospholipides [M. Blewis. G, 2007].

I.1.1.4. Biomécanique de la hanche

La hanche est une articulation flexible, elle est sollicitée au cours de la plupart des activités quotidiennes chez l'humain. Parce qu'elle est excentrée par rapport au centre de gravité du corps, la hanche supporte des charges décuplées pour assurer le maintien en équilibre. Le principe de la balance de Pauwels (Figure I.4) illustre ce phénomène : lors d'un appui monopodal, le court bras de levier du côté de l'appui doit compenser le poids du corps pour prévenir la perte d'horizontalité. La résultante des forces qui s'applique alors sur l'articulation atteint jusqu'à 4 fois le poids du corps. C'est le cartilage qui permet la répartition de la transmission des forces pour que la balance soit respectée.

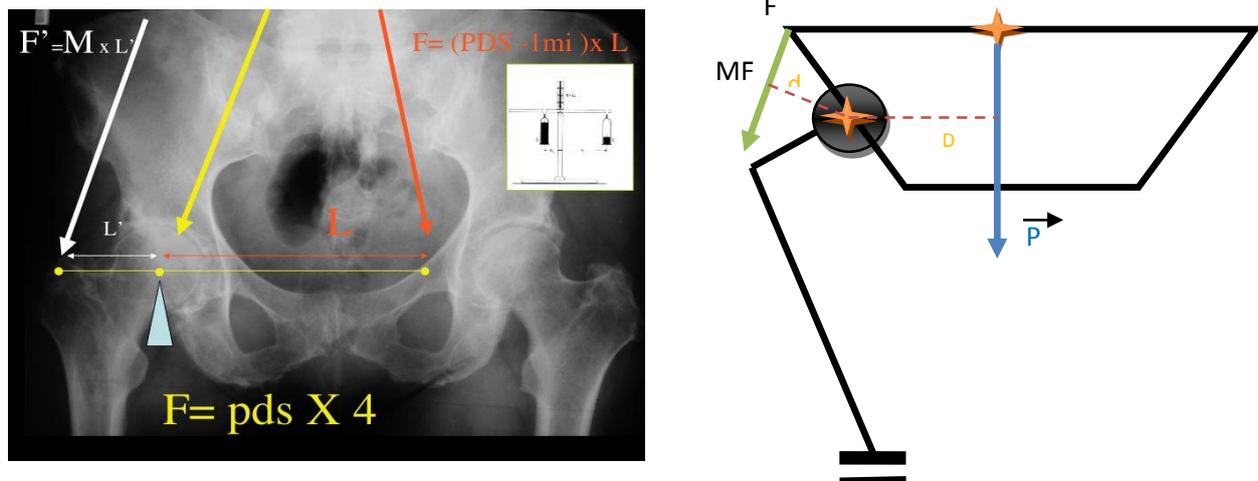


Fig. I.5 : Balance de Pauwels [P. Chiron, Amrani H ,2012].

Plusieurs études ont été menées afin de déterminer les forces au niveau de l'articulation de la hanche pendant le cycle de marche. Un modèle analytique prenant en compte la contribution aux mouvements de l'articulation des différents muscles a montré que la phase d'appui comporte deux maxima : le premier maximum de force a lieu au bout de 20 % de la phase d'appui (contact talon-sol) et le second au bout de 80 % (moment où la pointe du pied quitte le sol) (Figure I.5).

Pendant la course, à la déférence de la marche, il n'y a qu'un seul pic au bout de 40 % de la phase d'appui [A.Faraji, 2005]. Le pic de force dépend évidemment de la vitesse.

D'après une étude de Bergman [Dorozhkin SV. 2010], pour une vitesse de 1 km/h, le pic de force est d'environ 280 %P (P, le poids du corps) alors que pour une vitesse de 5 km/h, le pic de force peut atteindre 480 %P. De cette manière, pour une personne de 75 kg, la force au niveau de l'articulation de la hanche peut atteindre 3,6 kN. La montée d'escaliers entraîne des forces plus importantes, de l'ordre de 300 à 600 %P [Costigan, 2002]. En général, le pic de force serait 23% plus élevé pendant la montée 'escaliers que pendant la marche [Bergman et al. 2001].

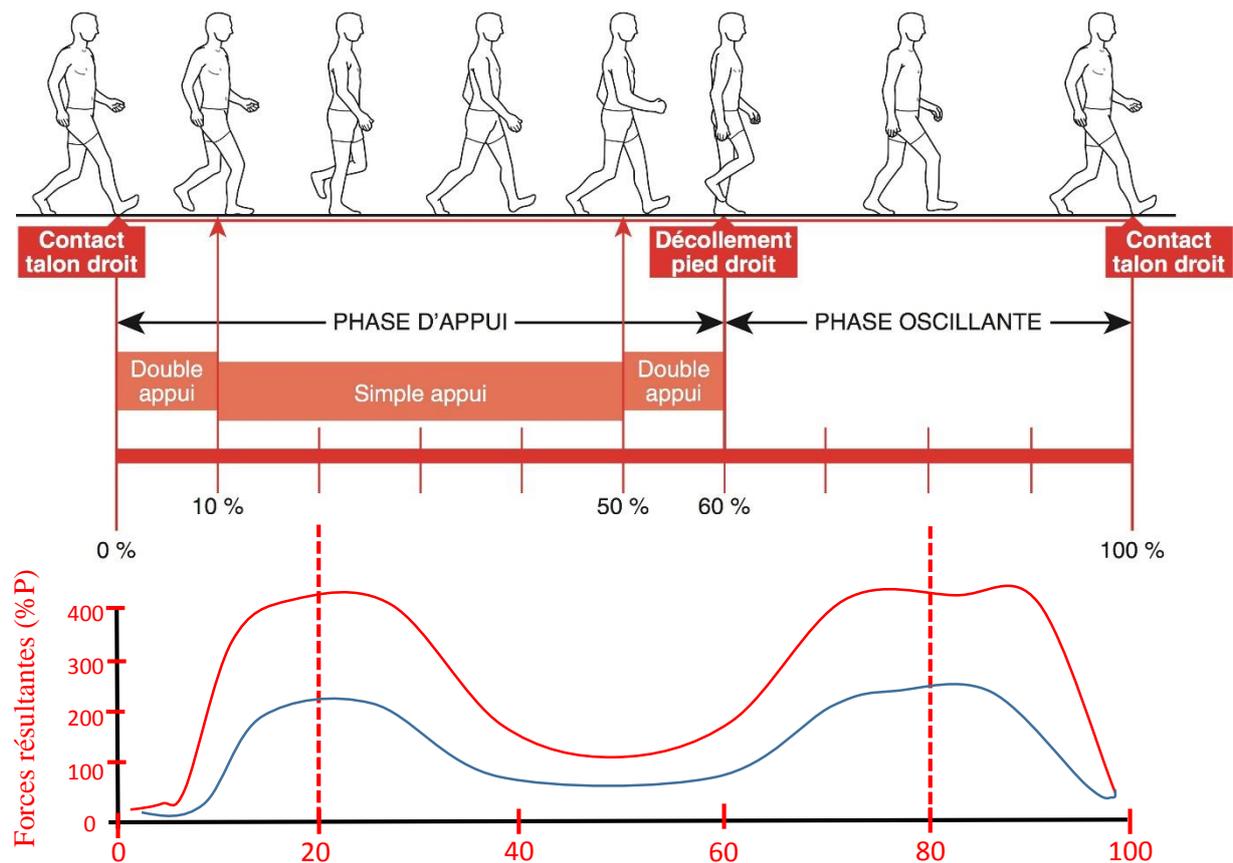


Fig. I.6 : Intervalle de forces atteintes lors la phase d'appui du cycle de marche [Isabelle Bonan, 2015].

Les études réalisées afin de déterminer les forces auxquelles est soumise l'articulation de la hanche sont nombreuses. Le tableau I.1 présente quelques résultats.

Références	Pics de force (x poids)	Activité
Bergmann et al, 1993.	2,8	Marche
	4,8	Marche (5Km/h)
Costigan et al, 2002.	6,0	Montée d'escaliers
Seireg, Arvikar, 1975.	5,4	Marche normale
Paul, 1967.1976	6,4	Marche (3Km/h)
	4,9	Marche (5Km/h)
	7,2	Montée d'escaliers
Growninshield et al, 1978.	7,1	descente d'escaliers
	5,0	Marche (3,6Km/h)
	7,6	Montée d'escaliers
	3,9	descente d'escaliers
Duda et al, 1997.	3,8	Marche
Heller et al, 2001.	3,1	Marche
Glitsch, Baumann 1997.	4,0	Marche

Tab I.1 : Pics de force au niveau de l'articulation de la hanche pendant déférente activités. [Juliana Uribe 2012].

I.1.1.5. Dégradation de l'articulation de la hanche

L'articulation de la hanche se dégrade naturellement avec l'âge et la répétition d'activités physiques. Maladies dégénératives et traumatismes violents peuvent aussi être la cause de multiples symptômes tels que douleurs (aiguës et chroniques), instabilités, raideurs, craquements, blocages, jusqu'à la perte des fonctions motrices.

Il existe plusieurs causes de dégradation de l'articulation de la hanche [L.Blunt, 2009].

- **l'ostéoarthrite** : c'est une maladie inflammatoire des articulations, résultat de l'usure du cartilage articulaire. Cette maladie peut produire des changements de l'os sous-jacent.
- **l'arthrite rhumatoïde** : c'est une maladie qui provoque une inflammation chronique de la membrane entourant les articulations (membrane synoviale).
- **la nécrose** : modification morphologique survenant lorsqu'une cellule arrive en fin de vie à la suite d'événements tels qu'un traumatisme important. La capacité de supporter les efforts des articulations en est fortement réduite.
- **un traumatisme** : la structure osseuse est irréparable (comme par exemple dans le cas de la rupture du col du fémur).

Différentes solutions sont ainsi à envisager : traitements médicamenteux, supports de marche, et en dernier recours l'intervention chirurgicale et la pose d'une prothèse de hanche.

I.1.2 Prothèses Totales de Hanche (PTH)

I.1.2.1 Historique et problèmes d'usure

La mise en place d'une PTH consiste à remplacer l'articulation de la hanche comprenant la tête du fémur et la cavité du bassin appelée cotyle par du matériel prothétique. La Figure I.6 montre une articulation dégradée et les étapes d'implantation d'une PTH

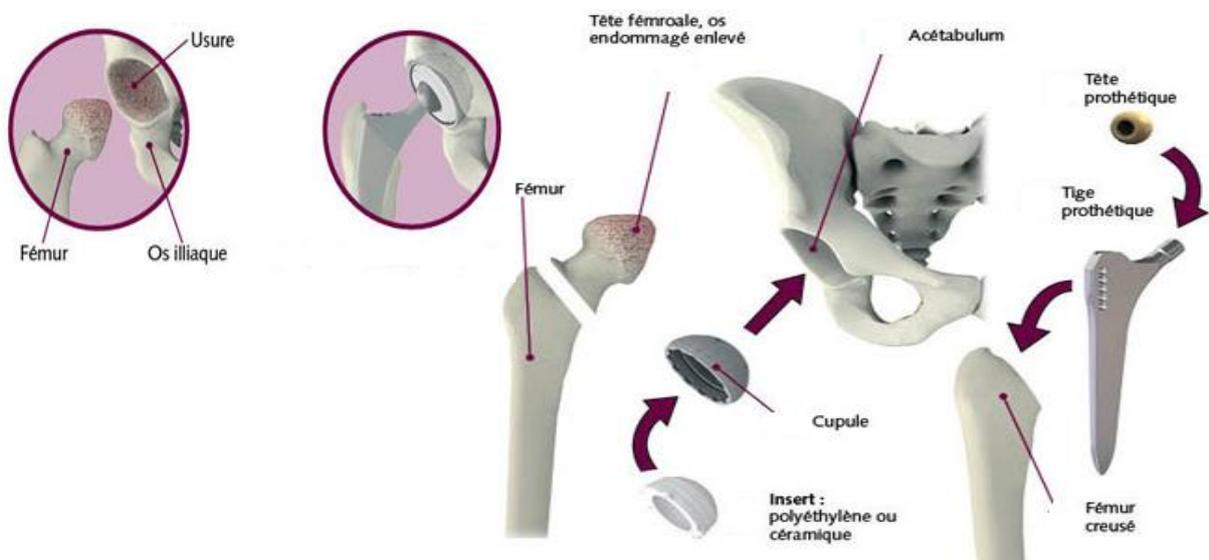


Fig. I.7 : Articulation de la hanche a) saine et b) avec PTH [D. Cattan, 2008].

L'arthrose et la fracture du col du fémur deux types d'atteinte de la hanche les plus confrontés par les chirurgiens orthopédistes. Afin de répondre à ce besoin de remplacer la hanche, de grands progrès ont été faits depuis la fin du 19^{ème} siècle.

La première prothèse connue a été conçue en 1891 par Glück, qui a remplacé la tête du fémur par une tête en ivoire [P. Gomez, 2005]. Plus tard, en 1919, le français Pierre Delbet a utilisé une prothèse fémorale en caoutchouc. En 1927, l'anglais Ernest W. Hey-Groves remplace la tête dans sa totalité par une sphère en ivoire de même calibre. Sa fixation est assurée par un manche qui traverse la diaphyse fémorale. La prothèse prend à la fois la place de la tête fémorale et de la surface articulaire qu'elle porte. Cette intervention reste un cas isolé bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après l'intervention. En 1936, le Dr. Venable conclut à la supériorité de l'alliage cobalt-chrome-molybdène pour les applications orthopédiques, il l'appelle Vitallium[®]. En 1939, Harold Bohlman reprend les travaux de Venable et met au point la première prothèse fémorale en métal (Vitallium[®]). Celle-ci remplace la tête du fémur et le cartilage qui la recouvre. Austin Moore et Bohlman conçoivent en 1940 une méga prothèse métallique peu posée. Ils proposent que la tête métallique soit portée par une tige implantée dans le canal médullaire du fémur. Depuis cette date, la quasi-totalité des implants fémoraux reprendront ce concept de tige intra médullaire. Les frères français Judet ont conçu en 1946, la première prothèse posée en nombre. À partir de 1946 les deux chirurgiens remplacent la tête retirée par une sphère de même calibre en polyméthacrylate de méthyle. Dans tous les cas, les résultats immédiats sont bons puis décevants dès le moyen terme. Ces échecs sont dus à une intolérance aux débris d'usure de l'acrylique qui sera définitivement abandonné en 1949 [J. Tipper, 2001]. Au début des années 60, le professeur anglais Sir John Charnley ne considère que la meilleure prothèse soit une tête métallique contre une cupule en polymère. Peter Ring et Graham McKee considèrent qu'il serait mieux d'utiliser une prothèse métal-métal. Sir Charnley observe que la combinaison métal-polymère est susceptible de s'user. Il conclut finalement que l'usure dépend du type de polymère et du design.

Le taux d'usure du couple métal-métal est inférieur compte tenu de la plus grande dureté des surfaces. Néanmoins, les conséquences de la production de particules de métal ne sont pas négligeables. Le relargage d'ions métalliques entraînerait une perte osseuse massive et des réactions dans les tissus. Ce couple a été ensuite considéré comme très dangereux.

Progressivement, les couples métal-polymère ont été préférés, notamment ceux avec UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyéthylène). Néanmoins, l'ostéolyse a continué à être toujours un problème. Des progrès dans l'élaboration des alliages de cobalt ont permis de

réintroduire ces matériaux en orthopédie, notamment l'alliage Co Cr Ni, même si cet alliage pourrait induire des réactions pro inflammatoires [D.Williams, 2009].

Les céramiques résistantes sont introduites en 1965, quand est breveté le premier matériau d'alumine pour la hanche. Le taux d'usure céramique-céramique est plus faible et la biocompatibilité du biomatériau excellente. C'est P. Boutin, de Pau, qui ouvre la voie en 1970 avec une PTH dont la cotyle est en céramique et la pièce fémorale en deux parties : une tête en céramique fixée sur un corps en acier [P. Boutin, 1972]. Comme pour les couples précédents, métal-métal ou métal-polymère, la fixation des deux composants est un souci constant car la cotyle céramique accepte mal le ciment et la fixation de la tête sur la tige métallique, par collage ou vissage, est incertain. En 1971, la cotyle devient non cimentée.

À partir de 1975, les têtes fémorales en céramiques ont couramment utilisées contre des cupules en polyéthylène. L'emploi de biocéramiques permet de réduire les taux d'usure des PTH. Ainsi, le polyéthylène à haute densité ou UHMWPE frottant contre une tête en céramique présente un taux d'usure 50% inférieur à celui de l'UHMWPE contre une tête métallique [J. Tipper, 2001]. Le succès des céramiques est confirmé par plus de 3,5 millions d'implants en alumine et plus de 600000 têtes fémorales de zirconium au niveau mondial depuis 1990 [J. Chevalier 2009].

De nouveaux matériaux sont étudiés afin d'avoir des matériaux avec des propriétés mécaniques et tribologiques supérieures. La Figure I.7 résume l'évolution des matériaux utilisés depuis la première prothèse en caoutchouc jusqu'aux céramiques.

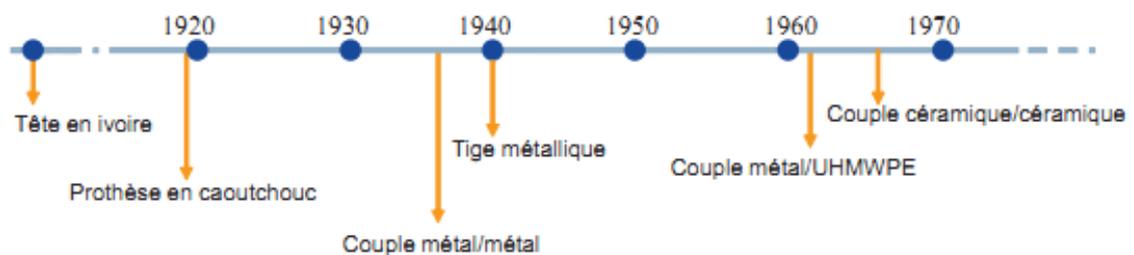


Fig. I.8 Historique des matériaux utilisés pour les PTH. [Juliana Uribe .2012].

I.1.2.2. Les PTH modernes

La prothèse totale de hanche moderne est constituée de trois parties principales : la cotyle, la tête fémorale et la tige fémorale. La cotyle est la partie supérieure de la prothèse, fixée dans la cavité acétabulaire du bassin. Elle contient souvent deux composants : le métal back, une partie métallique hémisphérique dont la surface convexe assure le contact avec l'os ; et la cupule (ou insert) en céramique ou en UHMWPE qui s'encastre dans la partie concave du métal-back, Figure I.8. Dans les couples de frottement métal/métal, la cupule métallique est directement fixée à l'os. La partie inférieure de la prothèse comporte une tige fémorale métallique (ou pivot) qui se place à l'intérieur du fémur. A son extrémité supérieure, la tête fémorale en métal ou en céramique s'emboîte sur le col, solidaire ou non (cas des tiges dites modulaires) de la tige. L'articulation de la tête dans la cupule crée le lien entre les parties supérieure et inférieure de la prothèse.

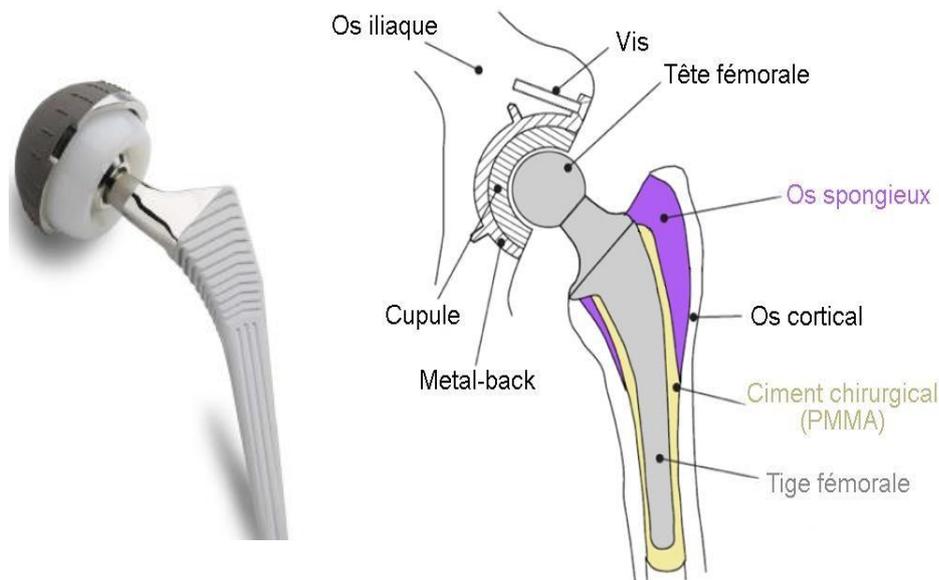


Fig. I.9 : La prothèse totale de hanche moderne [Pellier et al. 2011].

Une variante au concept classique de la prothèse totale de hanche a été développée au milieu des années 70 par le Professeur Gilles Bousquet à Saint-Etienne, en France : il s'agit de la double mobilité (Figure I.9). L'originalité provient de la mobilité de la cupule (en UHMWPE) dans la concavité polie du métal-back. La tête fémorale (métal ou céramique) étant elle-même en mouvement dans la cupule, cette dernière contient ainsi deux interfaces en articulation. Cette innovation a permis d'améliorer l'amplitude de mouvement tout en réduisant considérablement le nombre de dislocations [Boyer et al. 2011]. Le principal désavantage de

ce système par rapport à une prothèse conventionnelle est le risque de luxation intra-prothétique : la tête est délogée de la cupule après usure du listel de rétention [Fessy, 2006]. Il est principalement indiqué chez les patients âgés et au risque de luxation majoré par la répétition de certaines activités.



Fig. I.10 : Le système de double mobilité dans le couple prothétique [Omni, 2016].

I.1.2.3. Les couples prothétiques

Actuellement, les couples de frottement des PTH (Figure I.9) sont de deux types : dur/mou ou dur/dur. Les dur/mou comprennent les métal/UHMWPE, alumine/UHMWPE et alumine-zircone/UHMWPE. Dans les couples dur/dur on retrouve métal/métal, alumine/alumine et alumine-zircone/alumine. Très récemment, le couple céramique-métal a été approuvé par la FDA [L. Uzdienski .2009]. Ce couple de frottement a montré une plus grande résistance à l'usure que le couple métal/métal avec un taux d'usure de 0,01 mm³/million de cycles contre 1 mm³/million de cycles pour le couple métal/métal [P. Firkins, J.2001], ce qui représente une usure 100 fois plus petite. Les avantages et inconvénients de chaque couple sont résumés dans la (Figure I.9).

Les PTH ont des durées de vie qui dépendent fortement des matériaux utilisés et de leur comportement à la fatigue et à l'usure ainsi que de leur biocompatibilité. Les différents couples utilisés peuvent produire des taux d'usure variables en fonction des matériaux frottant (Figure 1.10) : le couple alumine/PE s'use beaucoup plus qu'alumine/UHMWPE et que le couple métal/métal et celui-ci s'use plus qu'un couple alumine/alumine [A. Essner.2005]. L'usure des matériaux frottant produit des débris qui en contact avec les tissus peuvent déclencher une réaction inflammatoire.

<p>•Couple métal/plastique</p>	<p><input type="checkbox"/> Le descellement a pour origine habituelle l'usure</p> <p><input type="checkbox"/> la taille de la tête fémorale réduite, diminue l'usure</p>	
<p>•Couple céramique/plastique</p>	<p><input type="checkbox"/> faible rugosité.</p> <p><input type="checkbox"/> usure moins que la cupule plastique</p>	
<p>•Couple céramique/ céramique</p>	<p><input type="checkbox"/> s'use très peu</p> <p><input type="checkbox"/> risque de fracture très rare (1/2000).</p>	
<p>•Couple métal/métal</p>	<p><input type="checkbox"/> s'use peu</p> <p><input type="checkbox"/> tailles de têtes plus grandes et moins luxables</p>	

Fig.I.11 : Avantages et inconvénients de chaque couple de matériaux utilisés actuellement pour les PTH [Amrani H.2012].

L'échec des PTH dépend d'autres facteurs, pas seulement de la production débris ; La différence de propriétés mécaniques (notamment le module d'Young) entre la tige et le ciment induit un phénomène de contraintes ; L'implant métallique supporte le chargement que devrait supporter l'os et peut donc entraîner une diminution de densité, voire une résorption osseuse [P. L. Beguec, 2003M]. Il est possible aussi que la tige fémorale se sépare du ciment entraînant ensuite un phénomène de fretting (corrosion). Ceci consiste en un frottement sous petits déplacements en synergie avec de la corrosion métallique et la réaction inflammatoire qui s'en suit [J. Geringer 2005].

I.1.2.4. L'usure du couple prothétique

Le descellement aseptique est la principale complication liée à l'usure du couple prothétique, qui est en partie causée par le frottement de la tête contre la cupule. La libération de débris d'usure et leur migration dans les tissus environnants provoquent une réaction immunitaire symbolisée par l'activation des macrophages, cellules ostéoclastiques et cellules dendritiques, dont le rôle est d'ingérer (ou phagocyter) ces corps étrangers d'échelle micrométrique. Les plus

volumineux ($> 20 \mu\text{m}$) entraînent la création de cellules géantes par fusion de macrophages. La bio-inertie des matériaux formant les débris d'usure met à mal les processus de phagocytose : une réaction inflammatoire apparaît et est caractérisée par la libération de cytokines et autres enzymes (Figure I.12). Ces dernières favorisent involontairement l'ostéolyse, c'est-à-dire la résorption du tissu osseux, et par conséquent la désolidarisation de l'interface os/implant [Cobelli et al. 2011].

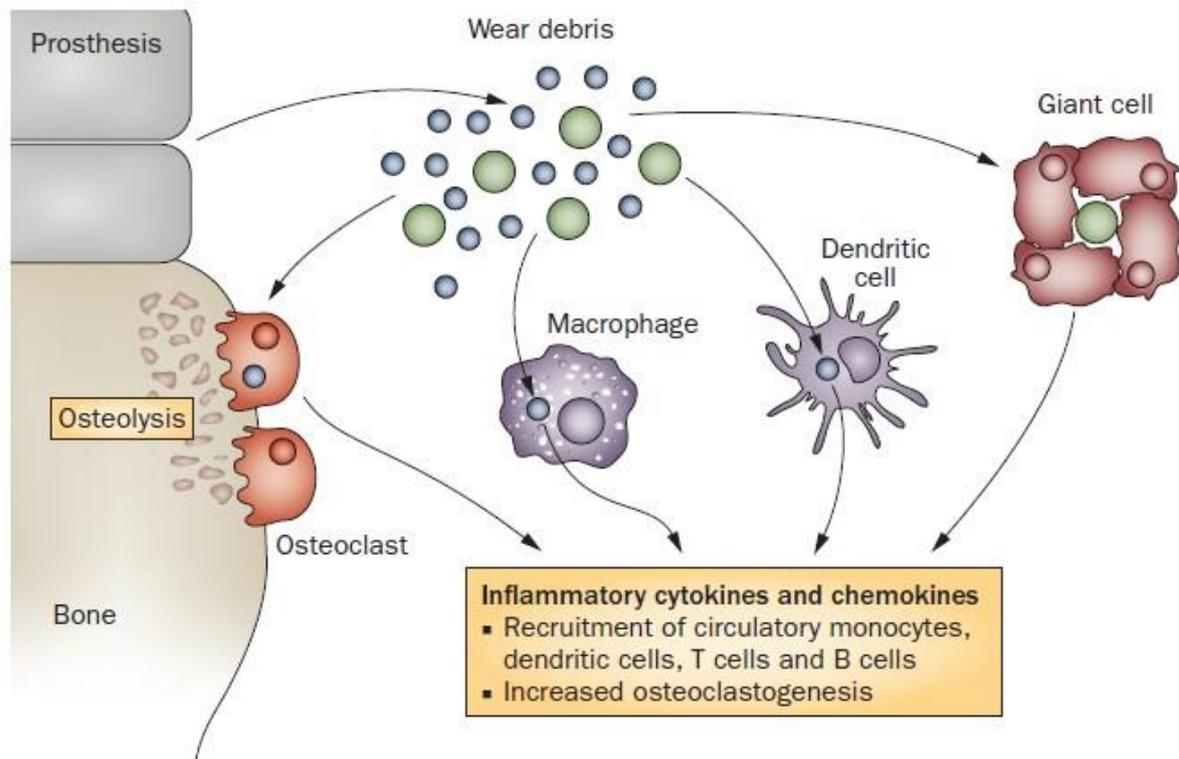


Fig. I.12 : Réactions immunitaires liées à la libération de débris d'usure et à l'origine de réactions inflammatoires favorisant l'ostéolyse [Cobelli et al. 2011].

L'incidence d'une réaction inflammatoire dépend principalement de la taille, de la forme, de la nature chimique et de l'abondance des débris. Ces caractéristiques sont déterminées par le design de l'implant, les matériaux le constituant et les sollicitations environnementales (essentiellement mécaniques) auxquelles il est soumis. Cliniquement, la détection du risque d'ostéolyse est généralement réalisée par des méthodes radiographiques : la mesure de l'usure linéaire des composants prothétiques permet d'estimer la quantité de matériaux libérée. Dumbleton et al. [Dumbleton et al. 2002] ont préconisé un seuil maximal de 0,05 mm/an. Ingham et al. [Ingham and Fisher, 2000] ont insisté sur l'influence de la taille des débris : une taille critique comprise entre 0,2 et 0,8 μm favorisait davantage l'activation des ostéoclastes. Des études *in vivo* ont permis de caractériser la taille et la forme des débris ayant migrés dans les tissus péri-prothétiques. Cependant, il est difficile d'en donner des caractéristiques

moyennes tant les facteurs de variabilité sont nombreux : plusieurs revues bibliographiques attestent des différences observées [Cobelli et al. 2011 ; Ingham and Fisher, 2006 ; Nine et al. 2014]. De façon très générale, on peut raisonnablement considérer que [A. Perrichon 2014] :

- La taille des débris en polyéthylène est principalement comprise entre 0,1 et 10 μm et les débris sont de formes irrégulières.
- Les couples Métal-on-Métal (MoM) et Céramique-on-Céramique (CoC) produisent davantage des débris de taille nanométrique et sphériques.
- Les réactions inflammatoires sont moins fréquentes pour les couples Céramique-on-Céramique (CoC) et MoM que pour les couples Métal-on- Polymère (MoP).

Ce dernier point s'explique d'une part par la plus faible réponse biologique engendrée par les débris en céramique et en métal, par rapport au polyéthylène ; et d'autre part parce que les couples MoP présentent un taux d'usure, donc une libération de débris d'usure, plus élevé. Piconi et al [Piconi and Streicher, 2013] ont comparé les taux d'usure linéaires in vivo (études cliniques et analyses d'explants) des principaux couples de matériaux après plusieurs années en application, Figure I.13. Le couples CoP ont un comportement intermédiaire, en matière d'usure, entre les couples MoP et MoM-CoC ; la réticulation du polyéthylène (UHMWPE) améliore la réponse tribologique dans les couples Métal-on- Polymère (MoP) et Métal-on-Polymère (CoP).

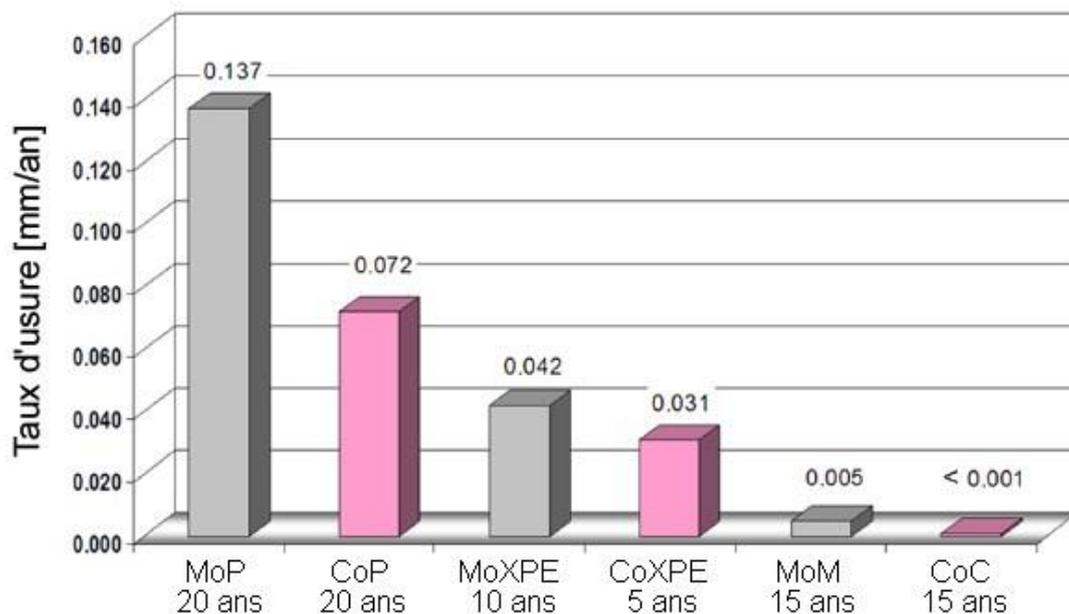


Fig. I.13 : Comparaison des taux d'usure linéaires mesurés in vivo pour différents couples prothétiques [Piconi and Streicher, 2013].

Outre les problèmes liés à l'ostéolyse, la dégradation par usure est aussi un frein à l'utilisation des couples MoM parce qu'elle engendre la libération d'ions métalliques. Plusieurs études ont rapporté un niveau d'ions métalliques dans le sang élevé chez les patients porteurs de couples MoM. Les conséquences biologiques à long terme, notamment sur la reproduction, les systèmes rénal et nerveux, et les risques cancérigène et toxicologique, sont encore inconnues et discutées [Bozic et al. 2012 ; Keegan et al. 2007]. En 2011 puis en 2013, la FDA (agence de santé nord-américaine, « US Food and Drug Administration ») a émis des recommandations concernant la surveillance des couples MoM sur le marché et le dosage des ions cobalt et chrome en application clinique (U.S. Food and Drug Administration, 2013). Les couples CoC sont ainsi aujourd'hui l'alternative la plus populaire aux couples traditionnels MoP, de type Charnley. Expérimentalement, des tests d'usure *in vitro* sur simulateur de marche ont confirmé le meilleur comportement tribologique de ces couples [Essner et al. 2005 ; Fisher et al. 2006 ; Lee and Goodman, 2008], même si le risque d'ostéolyse n'est pas nul [Yoon et al. 1998]. La Table I.1 donne à titre indicatif les volumes d'usure moyens mesurés *in vitro*.

<i>Couple prothétique</i>	MoP	M o XPE	M o M	C o P	C o C
<i>Taux d'usure (mm³/million de cycles)</i>	10 - 100	1 - 10	0,1 - 10	10 - 50	< 0,1

Tab.I.2 : Comparaison des taux d'usure moyens mesurés *in vitro* pour différents couples prothétiques (Essner et al. 2005 ; Fisher et al. 2006 ; Lee and Goodman, 2008).

I.1.2.5. Prédire la performance des couples

L'évaluation de la performance des couples prothétiques repose principalement sur deux types d'études : les études cliniques, *in vivo*, et les tests expérimentaux, *in vitro*. Les premières permettent de donner le comportement moyen d'un couple prothétique à long terme, après plusieurs années de suivi postopératoire. Les tests expérimentaux permettent eux de prédire la performance des implants de façon accélérée et participent à leur validation préclinique. Ces tests doivent donc reproduire l'environnement *in vivo* de l'implant. En parallèle, l'analyse des explants est utile pour identifier et comprendre les causes de révision, mais aussi pour ajuster les procédures de tests expérimentaux.

I.2. Problématique A

I.2.1. Appui des recherches bibliographiques

La collection des débris d'usure est une voie d'étude qu'il semble important de suivre. La très grande majorité des débris d'usure retrouvés autour d'une prothèse articulaire fonctionnelle est produite par le couple tête – cupule

I.2.1.1. Bande d'usure du contact Rotule-Cupule

Les PTH ont pour but de remplacer l'articulation coxo-fémorale détruite suite à une lésion au niveau de la hanche, telle que la coxarthrose, ou à un accident comme la rupture du col du fémur,... etc. Plusieurs biomatériaux sont actuellement introduits en orthopédie, pour l'amélioration de la durée de vie des prothèses. Cette amélioration commence par la caractérisation des origines du dysfonctionnement, le phénomène d'usure, ...etc.

L'usure observée sur les explants est parfois différente de celle induite par les simulateurs de marche. En général, l'usure créée *in vitro* est moins conséquente, que ce soit pour des matériaux en UHMWPE [Clarke et al. 1997] que pour des matériaux en céramique [Nevelos et al. 1999]. En particulier, des explants en céramique ont montré la présence de zones ou bandes d'usure localement très prononcées, et *a priori* cliniquement associées à une mauvaise inclinaison de la cupule (verticalisation).

Afin de comprendre les mécanismes de dégradation responsables de l'usure ou de la fracture des PTH en céramiques, il est nécessaire d'étudier la formation des traces ou bandes sur les têtes ou cupules.



Fig. I.14 : Identification des bandes d'usure par un marquage violet sur la tête en céramique (A) et doublure (B) ; l'impact est identifié par une encoche créée sur la coque acétabulaire (C et D) [Levy YD. 2015]

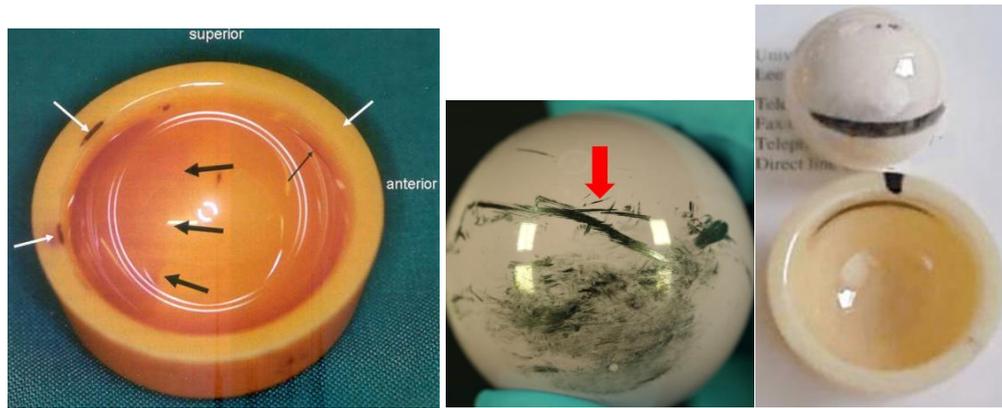


Fig. I.15 : rayures d'usure sur le couple prothétique [Pr N. Passuti .2013]

I.2.1.2. Bande d'usure pour le couple céramique

Les céramiques présentant une combinaison unique de biocompatibilité, de légèreté, et de résistance à l'usure sont d'excellentes candidats pour les applications orthopédiques, et notamment les prothèses de hanche. Néanmoins, du fait de leur fragilité intrinsèque, ces biocéramiques sont particulièrement sensibles à la microfissuration suite à des chocs mécaniques répétés.

Pendant le mouvement de la hanche, la tête fémorale se charge contre le bord tranchant de la cupule, ce qui entraîne une charge du bord [Marwa B.2017]. Cela entraînera à son tour la formation d'une longue zone de lésion étroite (usure de la bandelette) le long de la tête fémorale et du bord de la cupule (Figure I.15).

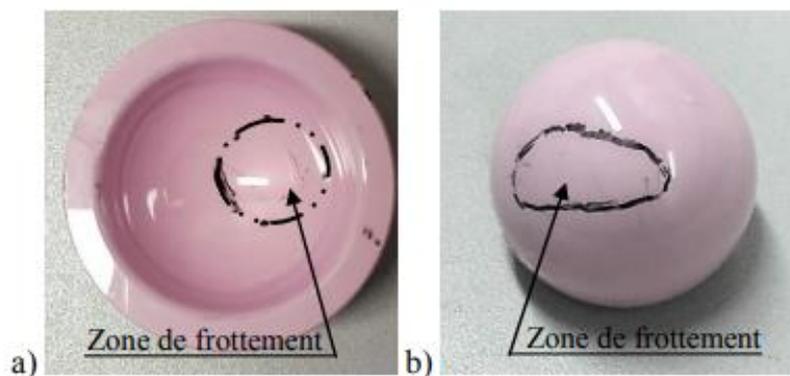


Fig. I.16 : Localisation des zones d'usures sur la prothèse analysée (a) Cupule et (b) Tête

2.2. Le phénomène de décoaptation

La stabilité de l'articulation de la hanche en bonne santé est fournie par de nombreuses structures de soutien autour de l'articulation de la hanche, y compris une épaisseur de la capsule articulaire, un système de ligaments construit dans la capsule articulaire, et un ligament à l'intérieur de la hanche elle-même. Ces structures communes créent une résistance passive,

force sur l'articulation de la hanche qui garde la tête fémorale en contact étroit avec l'articulation de la hanche au cours de prise de tous les mouvements. Pendant l'arthroplastie, le ligament de la tête du fémur (ou ligament rond) et la capsule articulaire sont enlevés. La stabilité de la hanche est ainsi fortement modifiée. Cette séparation entre les composants fémoraux de la PTH, sera appelée "décoaptation" comme montre Figure I.17.

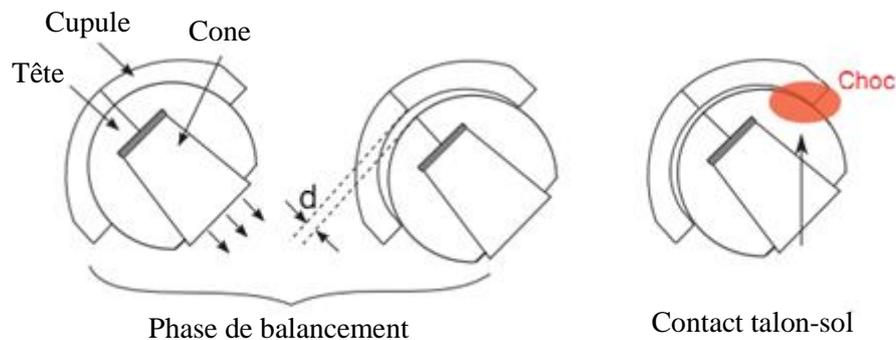


Fig.I.17 : Schéma de décoaptation (hausssel et al. 2008)

Le phénomène de décoaptation a été observée d'abord sur les couples métal-polymère puis Céramique -Polymère lors des mouvements d'abduction/adduction et lors de la marche (Dennis et al. 2001 ; Komistek et al. 2004 ; Lombardi et al. 2000).

Au cours de la marche, le phénomène de décoaptation est décrit en trois temps : durant la **phase de balancement**, la translation de la tête crée la distance de séparation avec la cupule ; ce mauvais positionnement est à l'origine d'un choc entre ces deux composants lors du **contact talon-sol** ; lors de la **phase d'appui**, la tête reprend finalement sa position normale dans la cupule. La présence d'un choc expliquerait en partie les forces de contact plus élevées parfois rapportées lors du contact talon-sol par rapport à la phase de poussée (décollement des orteils) [Bergman et al. 1993, 2001 ; Taylor et al. 1997]. Une forte concentration des contraintes a lieu localement au niveau du bord supérieur de la cupule puisque la surface de contact est largement diminuée : on parle de « edge-loading ». [Mak et al. 2002] qui ont démontré qu'une faible distance de séparation suffit à causer le « edge-loading » dans les couples durs/durs, puisqu'ils présentent une conformité des surfaces plus élevée et une « clearance » plus faible que les couples dur/mou. De plus l'utilisation d'un matériau rigide pour constituer la cupule favorise la concentration des contraintes. L'angle d'inclinaison de la cupule semble aussi avoir un rôle déterminant, conformément à ce qui avait d'abord été observé cliniquement [Uribe et al. 2011]. La conséquence principale de la décoaptation est l'usure prématurée des composants du couple prothétique, avec notamment la formation des bandes d'usure au niveau de la ligne de contact (là où le choc a lieu et où les contraintes se

concentrent) entre le bord supérieur de la cupule et la surface de la tête en opposition [Jérôme Hausselle.2007].

I.2.3. Les pistonages

Des études faites sur des patients avec prothèses totales de la hanche aux rayons X ont démontré que la composante tête sépare du centre de la composante de cupule pendant la marche. Quand l'exploité balance sa jambe (la hanche n'est pas chargée) la tête fémorale se déplace à la partie supérieure externe de la composante cupule. Lorsque la jambe du patient entre en contact avec le sol (la jambe prend le poids du corps) la tête revient à l'étroit contact avec la cupule. Ainsi, la tête se déplace du centre de la cupule à l'extérieur et ensuite le dos comme un piston. Les «pistonages» mouvements sont petits, entre 2 à 5 millimètres. Des études ont montré que ces mouvements du pistonage se produisent dans toutes les hanches totales conventionnelles où la tête métallique s'articule avec la cupule en polyéthylène [Dennis. 2001] avec des surfaces en céramique.

I.2.4. La règle de 90°

Un autre mouvement particulier entre le composant tête-cupule lorsque les patients sont à monter d'escaliers ou à la hausse des chaises. Les statistiques démontrent que les patients utilisant la prothèse totale de la hanche sont performants et grimpent en moyenne 45 escaliers et montent 70 chaises chaque jour [HUTEN D 1996].

Quand la cuisse est pliée, le composant tête est en contact avec le bord arrière de la cupule. Lorsque le patient étire la cuisse, la tête est d'abord poussée avec force contre le bord arrière de la cupule. La contrainte est à ce stade concentrée sur une zone étroite du bord de la cupule. C'est ce qu'on appelle "la charge de bord» lorsque la tête est en contact avec la cupule dans une petite zone. Les fortes contraintes dans ce domaine causent des rayures sur une zone de la cupule et la surface de la tête. Les bandes d'usure sont facile à observer si les surfaces sont très ductile (céramique), sur des surfaces à base de matériaux tendres (polyéthylène ou même en métal) bientôt le polissage efface automatiquement ces bandes [Walter 2004].

- La prothèse totale de hanche est construite de telle sorte que cela puisse permettre au patient de fléchir la cuisse de 0 à 90 degrés contre le tronc.
- En théorie, une grande tête de diamètre permet plus de flexion de la tête de faible diamètre

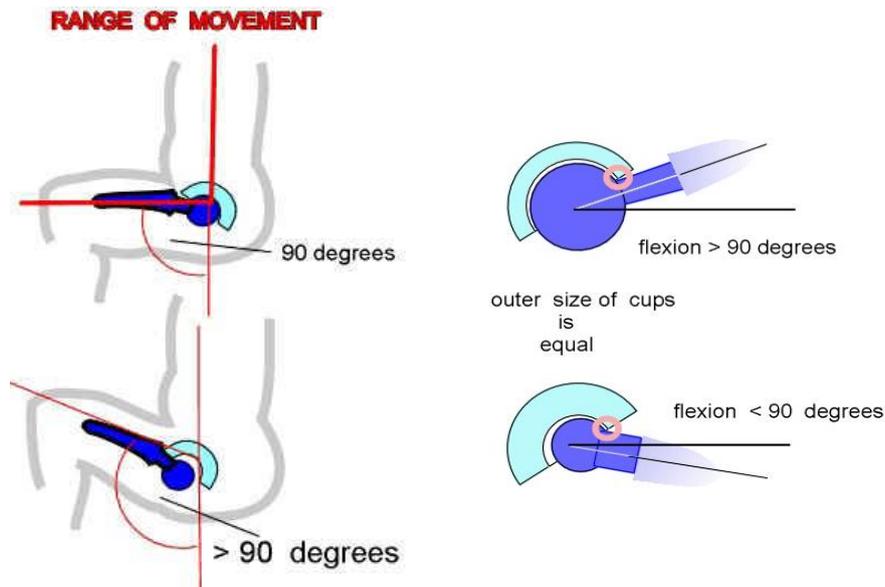
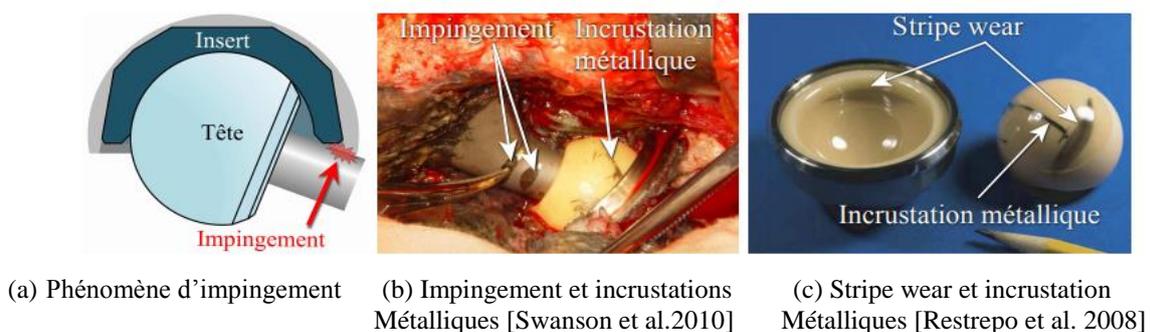


Fig. I.18 : La règle de 90 degrés, b) flexion suivant diamètres de têtes fémorales [Ch. Delaunay]

I.2.5. L'usure métallique (Phénomène d'impingement)

La présence de particules métalliques dans la prothèse n'a pas été une surprise pour les couples de matériau MoM. Ces particules sont d'ailleurs responsables du phénomène de métallos.

En revanche, la présence de traces métalliques sur les couples céramiques est plus surprenante dans la mesure où aucune partie métallique n'est censée être en contact. En effet, les chirurgiens retrouvent parfois sur des explants des marques d'incrustations d'alliages sur l'insert ou la tête prothétique. Ces incrustations de troisième corps peuvent être fines et très localisées ou à l'inverse se présentent sous forme de larges bandes (figure I.19b-c). Ces incrustations métalliques peuvent avoir diverses origines. La principale raison est celle de l'impingement métallique, ou conflit prothétique fémoro acétabulaire. Ce phénomène se caractérise par le contact entre le col de la tige fémorale et le rebord du métal-back (figure I.19a). Cette collision est courante, elle a lieu lorsque la hanche réalise des mouvements d'amplitudes importantes comme par exemple la montée d'escalier ou lors du passage de la position assise vers la position debout. [J Grandjean.2006]



(a) Phénomène d'impingement

(b) Impingement et incrustations Métalliques [Swanson et al.2010]

(c) Stripe wear et incrustation Métalliques [Restrepo et al. 2008]

Fig. I.19 : Phénomène d'impingement et usure par rayures

I.2.6. La Clearance

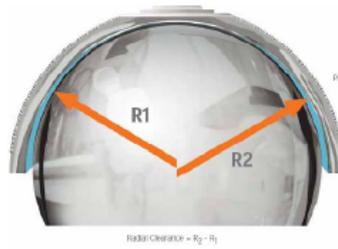


Fig. I.20 : Clearance entre tête fémorale et la cupule (Ch. Delaunay ; J. haussel ,2007).

La Clearance est le différentiel radial entre R_2 (cupule) et R_1 (tête prothétique) qui influence sur le mode de contact des deux pièces prothétiques. il y'a trois modes de contact figure I.20

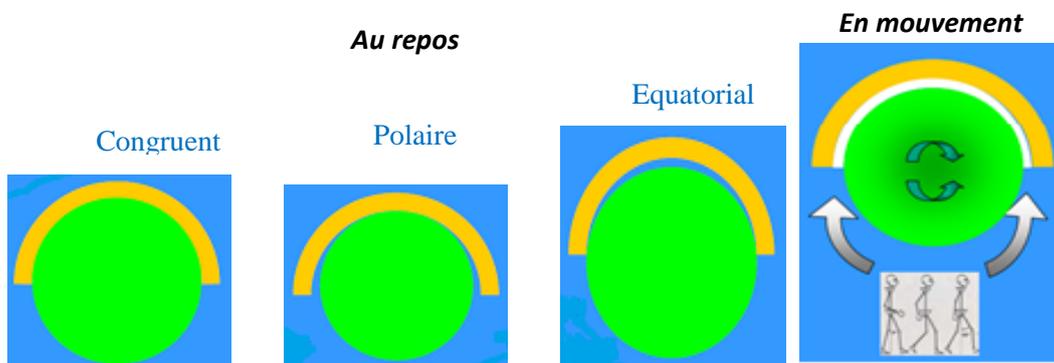


Fig. I.21 : différentes zones de contact tête-cupule (Cornelius T Leondes).

En mouvement les générations d'un film fluide entraînent dans l'angle de clearance à la zone de contact des deux pièces prothétiques, figure I.21.

La figure suivante présente l'effet de la clearance sur la friction ; on remarque qu'il y a une différence variable irrégulière, et on note que la clearance est minimale pour une différence de rayon entre (184 et 201) (μm), par contre est maximale pour une valeur de 218 (μm) pour un facteur de friction 0,3.

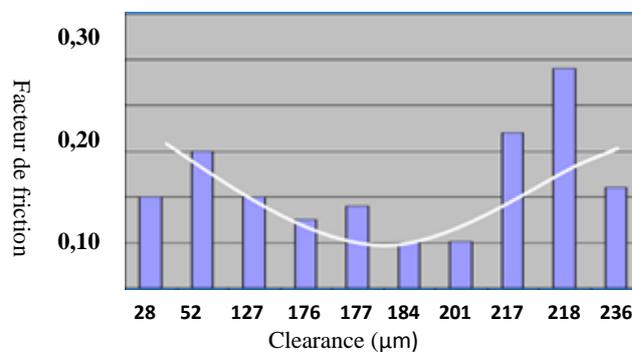


Fig. I.22 : La clearance en fonction du facteur de friction

I.2.7. Test de chocs (tests expérimentaux)

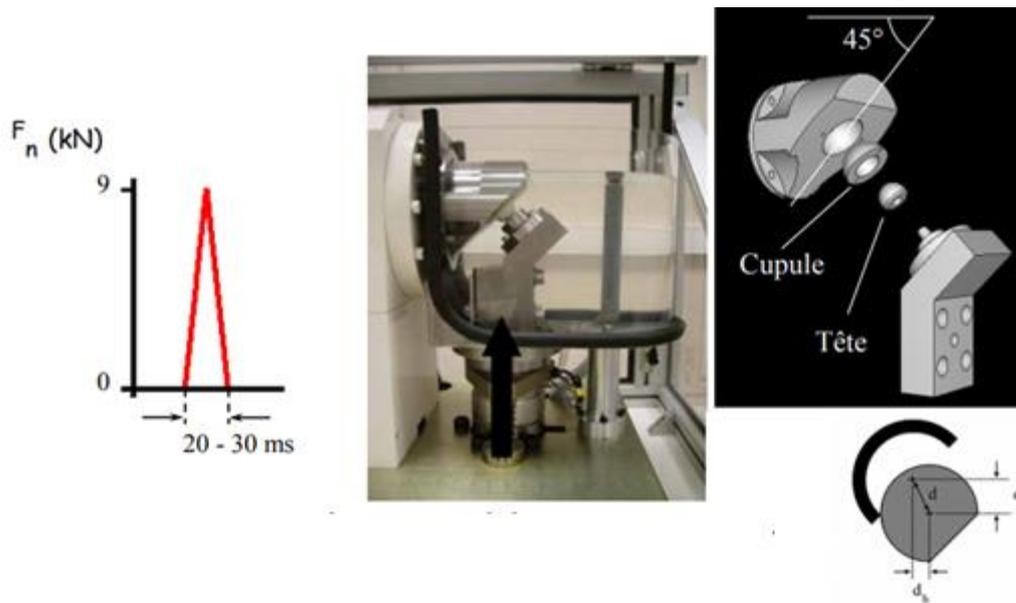


Fig. I.23 : Machine à tests 'Tester en chocs les éléments prothétiques) [J. Geringer, 2010].

- ✚ Tester en chocs les éléments prothétiques, tête-cupule.
- ✚ Contrôle de la décoaptation, d. $d_v=1\text{mm}$; $d=1,3\text{mm}$
- ✚ Asservissement force ou déplacement ?

Les essais préliminaires réalisés sur la machine de chocs ont permis de mettre au point les protocoles de tests, de développer en différents montages, correspondant chacun à un type de prothèse à tester, et de démontrer la précision et la stabilité de la machine, que ce soit en fréquence ou au cours du temps. De plus, ces tests ont permis de démontrer la faisabilité des essais de chocs. Les différents paramètres des deux types d'essais, de fatigue et en chocs, sont :

- paramètres fixes : pas d'antéversion, inclinaison de la cupule à 45° ,
- paramètres variables : force appliquée, couple de matériaux testés, valeur de la décoaptation

Les techniques de caractérisation utilisées s'articulent autour de trois axes essentiels, la mesure de la topographie des surfaces à étudier et à la quantification du volume d'usure, ce qui est réalisé par le biais de la rugosimétrie 3D et du microscope à force atomique (AFM). Le deuxième axe concerne la caractérisation cristallographique des matériaux testés, à l'aide de la diffractométrie de rayons x (DRX). Enfin, le troisième axe vise à préciser le type de rupture, sa localisation, l'aspect visuel des faciès de rupture, ainsi que les formes et les tailles des débris d'usure ; tout ceci est réalisé par le biais de la microscopie électronique à balayage (MEB).

I.3.1. Développement des procédures expérimentales

Les combinaisons de tests sont basées sur l'alternance de séquences du test d'usure (simulateur de marche), de chocs (machine de chocs) et de vieillissement artificiel (autoclave). Les conditions expérimentales propres à chaque combinaison. Nevelos et al [Nevelos et al. 2000], ont été les premiers auteurs à rapporter des tests expérimentaux simulant des conditions de décoaptation grâce à la modification d'un simulateur de marche.

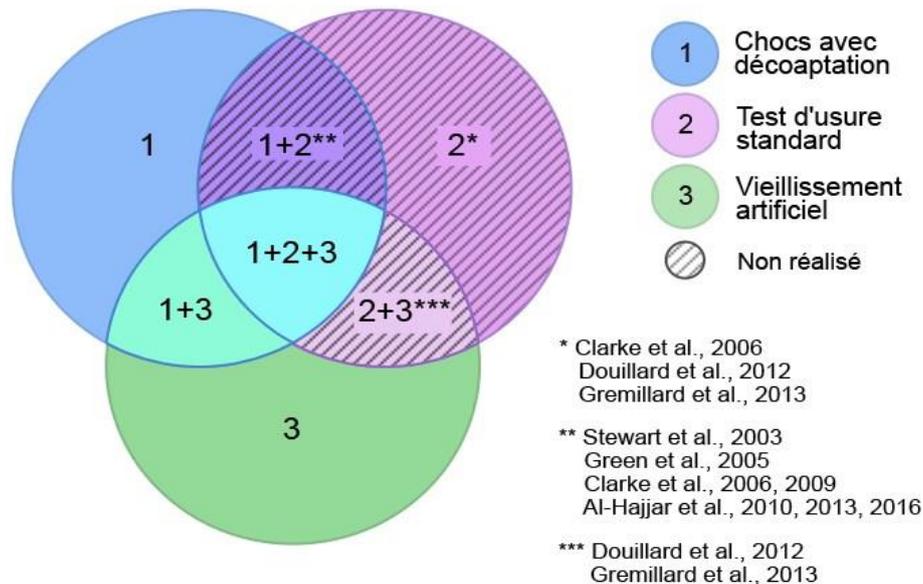


Fig. I.24 : Vue globale des combinaisons de tests mises en œuvre et apport de l'état de l'art

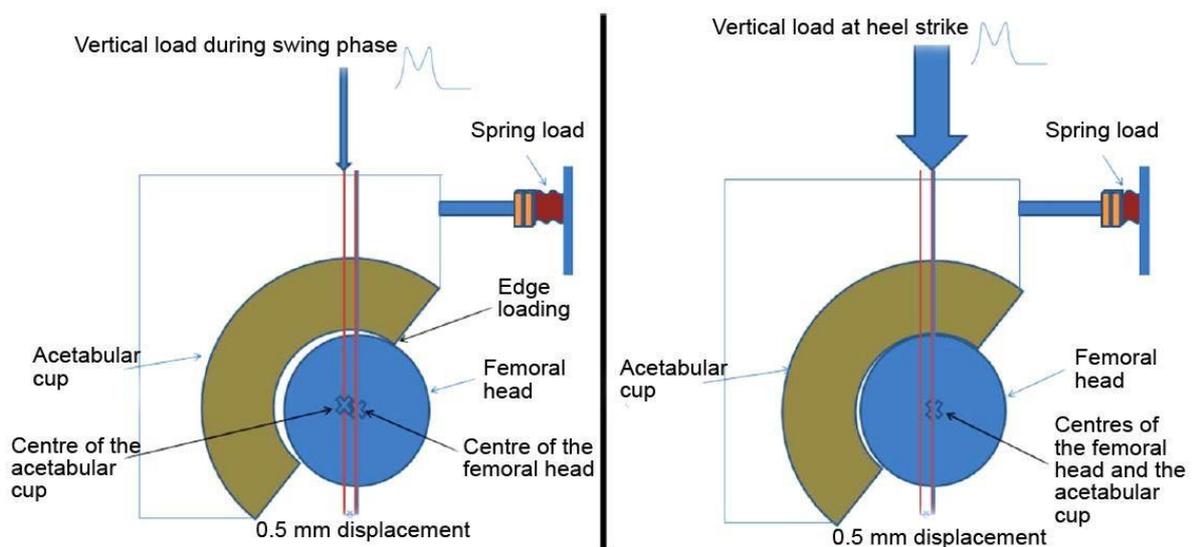


Fig. I.25 : Le simulateur Leeds Mark II ; la décoaptation consiste en une translation latérale de 0,5 mm [Al-Hajjar et al. 2016].

Le tableau suivant représente des tests d'auteurs pour extraire le volume d'usure in vitro rapportés pour différentes combinaisons de matériaux céramiques :

Auteurs	Simulateur	Couple prothétique	Volume d'usure (mm ³ / Million de cycles)		
			Total	Phase initiale	phase Secondaire
Nevelos et al. 2000	Leeds Mark II	Al/Al (1 ^{ère} génération)	1,7		
		Al/Al**	1,2		
Stewart et al. 2001	Leeds Mark II	Al/Al	1,84	4	1,3
Stewart et al. 2003	Leeds Mark II	Zr/Al	5,4	10,6	1,8
		ZTA/Al	0,61	0,99	0,51
		ZTA/ZTA	0,16	0,32	0,12
Manaka et al.2004	SWM-orbital*	Al/Al	0,66	1,74	0,39
Green et al. 2005	SWM-orbital	ZTA/ZTA (BioloX [®])	1,2		
		Al/Al (BioloX [®])	20,1		
Clarke et al. 2006	SWM-orbital	Al/Al (BioloX [®])	1,5	4,9	1,07
		Al/ZTA (BioloX [®])	~0,5	0,89	0,49
		ZTA/Al (BioloX [®])	~0,5	0,97	0,51
		ZTA/ZTA (BioloX [®])	0,24	0,47	0,23
Clarke et al. 2009	SWM-orbital	Al/Al (BioloX [®])	1,5	6,3	1-2
		ZTA/Al (BioloX [®])	0,5		
		ZTA/ZTA (BioloX [®])	0,2	0,5	0,1-0,4
Al-Hajjar et al.010	Leeds Mark II	ZTA/ZTA (BioloX [®])	0,11- 0,13		
Al-Hajjar et al. 2013	Leeds Mark II	Al/Al	0,74	1,54	0,55
		ATZ/ATZ	0,06	0,03	0,07
		ZTA/ZTA	0,14	0,24	0,10
Al-Hajjar et al. 2016	Leeds Mark II	ATZ/ZTA		1,16	0,18
		ZTA/ATZ	<0,11		
		Al/ATZ	<0,11		
		ATZ/Al		0,66	0,2
		Al/ZTA	<0,11		
		ZTA/Al	<0,11		

Tab. I.3 : Volumes d'usure in vitro rapportés pour différentes combinaisons de matériaux céramiques en condition de décoaptation

I.3.2. Volumes d'usure

Les volumes d'usure rapportés dans la littérature présentent une certaine variabilité (Table 1.4) mais permettent toutefois de classer les différentes combinaisons de matériaux en fonction de leur résistance à l'usure. En général, deux phases d'évolution sont observées : la première est caractérisée par un taux d'usure plus important (phase de rodage) que la seconde, *a priori* caractéristique du comportement à long terme. La combinaison composite de céramique est la moins favorable dans des conditions de décoaptation ; des ruptures fragiles ont d'ailleurs été observées [Stewart et al. 2003a]. Les diverses combinaisons mettant en jeu au moins un matériau composite (ZTA ou ATZ) conduisent à des taux d'usure significativement moins élevés par rapport aux combinaisons (ATA). En particulier, la combinaison ATZ/ATZ a présenté le taux d'usure le plus faible [Al-Hajjar et al. 2013a]. Une récente étude d'Al-Hajjar et al. [Al-Hajjar et al. 2016] a mis en évidence le comportement de combinaisons mixtes (la tête et la cupule ne sont pas constituées par le même matériau) incluant les récents matériaux composites ; ces combinaisons sont particulièrement intéressantes dans le cas d'une intervention de révision. A titre de comparaison, les couples MoM qui sont aussi sensibles au phénomène de décoaptation ont révélé des taux d'usure entre 4 et 9 mm³/million de cycles dans des conditions d'essais similaires [Al-Hajjar et al. 2013b ; Leslie et al. 2009].

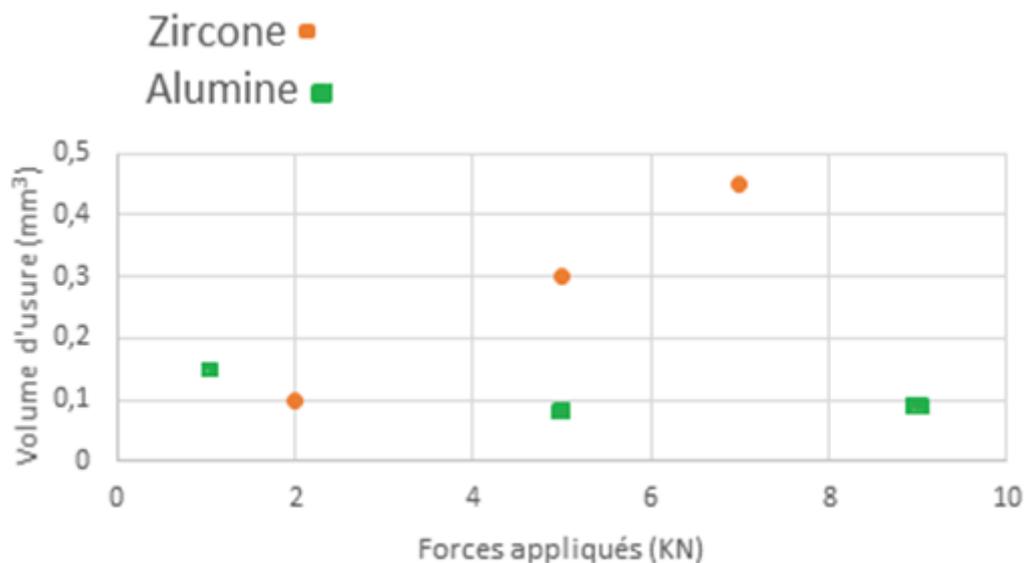


Fig.I.26 : Volume d'usure zircone > Volume d'usure alumine

I.3.3. Rupture des pièces prothétiques

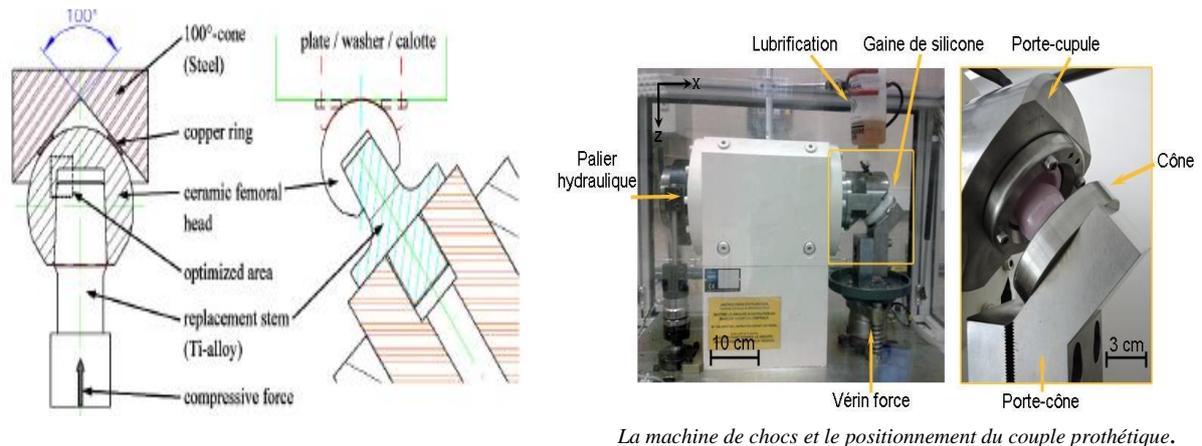


Fig. I.27 : Test de rupture [ISO 7206-10-2003]

Ces premiers résultats sur la dégradation par chocs des prothèses de hanche en alumine nous permettent de mettre en évidence les résultats suivants :

- La dégradation beaucoup plus lente de l'articulation artificielle tête-cupule en solution qu'à sec ; le sérum bovin joue un rôle extrêmement important dans le ralentissement de la dégradation des prothèses. Bien que les conditions de lubrification changent d'un patient à l'autre, le sérum bovin permet de faire des essais très proches de la réalité, comme le montre la comparaison avec des analyses in vivo.
- La largeur des bandes d'usure sur la tête peut constituer un moyen indirect pour estimer l'endommagement de la cupule. La rupture de la cupule se produisant pour une largeur de bande supérieure à une valeur critique de 4 mm.
- Avec ce type de tests, il a été possible de mieux comprendre les mécanismes d'endommagement par chocs de prothèses de hanche en céramique. Bien que la céramique soit très résistante à l'usure, elle se dégrade par usure et se rompt quand elle est soumise à des chocs sévères. Grâce à ce dispositif expérimental, nous pourrions tester de nouveaux matériaux, tels que les nouvelles générations de composites alumine-zircone. Ces tests, chocs et décoaptation, seront très discriminants pour valider de nouveaux matériaux en céramiques pour des applications orthopédiques.

I.3.4. Le squeaking

Dans certains cas, il peut arriver que les PTH en céramique émettent un bruit lors de mouvements du patient, comme la marche, la montée des escaliers, le relèvement à partir d'une position assise ou encore lorsque le patient se penche en avant. Ce bruit caractéristique, souvent associé à celui d'un grincement de porte, s'appelle le squeaking [J Grandjean, 2014].

Le « squeaking » est le terme anglais utilisé pour désigner l'émission parasite de bruits par une prothèse : typiquement un bruit de grincement, couinement ou plus rarement claquement [E. Sariali S. 2014]. D'origine vibratoire, ces bruits sont audibles par le patient et son entourage. Ils constituent davantage un désagrément plutôt qu'une vraie complication physique, même si les conséquences cliniques à long terme restent inconnues. La plupart du temps indolores, ils ont un impact psychologique et social important sur le patient, diminuant son degré de satisfaction et conduisant dans de rares cas directement à une opération de révision. Leur fréquence d'apparition, leur durée et les mouvements qui les induisent permettent d'évaluer le degré de gêne occasionnée [Walter et al. 2008]. Les phénomènes de « squeaking » ont essentiellement été rapportés dans les couples CoC avec une incidence comprise entre <1 et 20 % [Mai et al. 2010]. Ils constituent ainsi une complication majeure des couples céramiques modernes (mais pas forcément une cause de révision). Le squeaking concerne aussi les couples MoM (dur/dur), mais leur occurrence est davantage anecdotique (bruits intermittents et de courte durée) [Esposito et al. 2010].

L'origine de ce phénomène *in vivo* reste encore assez floue, de multiples facteurs ayant été attribués à son apparition : forte pression mécanique, usure excessive du couple prothétique (condition de « edge-loading » et formation de bandes d'usure).

Le premier cas de squeaking recensé dans la littérature date de 2003, soit 33 ans après la première introduction du couple CoC [Eickmann et al. 2003]. Cependant cette publication reste la seule qui aborde ce sujet jusqu'en 2007 où le squeaking commence à être un champ d'étude scientifique.

Des études *in vitro*, réalisées dans des conditions expérimentales variées (décoaptation, inclinaison de la cupule, 3^{ème} corps métallique, etc.), ont réussi à reproduire ces bruits audibles, avec leurs fréquences (Affatato et al. 2009 ; Chevillotte et al. 2009 ; Glaser et al. 2008 ; Sanders et al. 2012 ; Sariali et al. 2010b). Elles témoignent de l'origine multifactorielle du phénomène de « squeaking » et de sa complexité. Même s'il n'affecte pas directement la performance d'un

couple prothétique, le « squeaking » peut être révélateur d'un potentiel dysfonctionnement de la prothèse [Armelle Perrichon.2017].

I.4.1. Application de La théorie d'Hertz dans le contact cylindre/plan dans les différents implants :

La théorie de Hertz est appliquée dans beaucoup de domaines, elle ne se limite pas seulement au domaine de la mécanique et mécanismes. La biomécanique est parmi les nouveaux domaines dans lesquels il est nécessaire aujourd'hui d'appliquer cette théorie pour déterminer les différents paramètres du contact.

Dans notre recherche bibliographique, peu de travaux appliquent la théorie d'Hertz dans un contact cylindre-plan en biomécanique. Ils sont limités seulement sur les prothèses de genou pour leurs conceptions comme le montre la figure I.28.



Fig. I.28 : Prothèses de genou (D weichert-LAM ; <http://français.wmt.com/>)

Par contre, dans la prothèse totale de hanche, cas de notre étude, peu de travaux que nous avons trouvés ; le travail d'Ahmet C. Cilingir [Ahmet C. Cilingir 2010], qui se base dans son étude sur l'hypothèse du contact semi-infinie ballon -plan, pour l'étude du contact entre la tête et la cupule.

Louis-Marie RABBE de l'institut national polytechnique de Grenoble, dans sa thèse de doctorat a recherché des solutions permettant de diminuer ou même de supprimer ces émissions de débris apparaît donc comme un des problèmes actuels majeurs de la chirurgie orthopédique. Son étude portera essentiellement sur la mécanique du contact entre deux cylindres parallèles et le comportement du contact métal/polymère en milieux chlorurés.

Aujourd'hui beaucoup de logiciel de simulation ont intégré les hypothèses d'hertz pour calculer les différents paramètres physiques entre deux corps en contact, même leurs permettre de faire la comparaison entre les résultats théoriques et numériques, par exemple Abaqus et Comsol, le choix de logiciel utilisé pour notre étude.

I.4. 2. Notre hypothèse

Notre hypothèse contact cylindre-plan dans une prothèse de hanche est générée à partir des résultats de frottement entre les pièces prothétiques et les bandes d'usures sous formes de ligne conséquences de ce dernier trouvé sur quelques têtes et cupules comme montre la figure suivante :

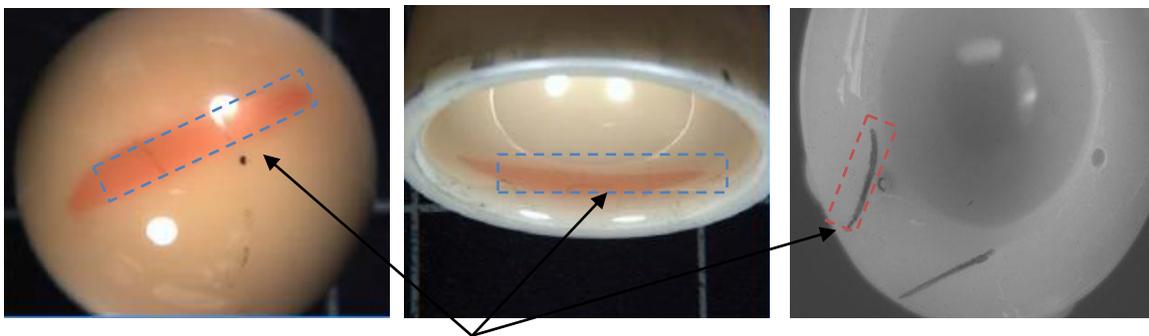


Fig. I.29 : Zone de contact tête-cupule, dans des tests d'usure

De même que le type d'usure « linéaire » est le résultat d'un contact linéaire entre deux corps, comme le montre la figure I.29.

Notre étude se portera essentiellement sur l'application de la théorie d'hertz en mécanique du contact entre deux corps (cylindre / plan), par le billet du comportement des couples de (céramique/polymère) et (céramique /céramique) en contact, afin de faire une approche théorique et la comparer avec des résultats obtenus par un logiciel de simulation Abaqus

Chapitre II

Application Numérique de la Théorie d'Hertz dans un Contact Elastique

Chapitre 2 : Application numérique de la théorie d'Hertz dans un contact élastique

Ce chapitre est organisé de la manière suivante. Dans un premier temps, on rappelle les principales hypothèses qui permettent de se placer dans le cadre de la théorie d'Hertz. Ces hypothèses souvent restrictives permettent la résolution d'un problème d'élasticité linéaire tridimensionnelle. Ensuite, on va utiliser un logiciel fourni par des sociétés spécialisées en conception du système des logiciels qui peuvent être utilisé pour calculer les contraintes d'hertz soit ponctuel ou linéaire, ainsi les dimensions et les pressions. Enfin, nous introduisons les phénomènes de déformations au niveau de la prothèse de hanche, et nous calculons les contraintes d'impact et la pression au niveau de la zone du contact.

II.1. Théorie du Contact Hertzien Elastique

II.1.1. Introduction

Lorsqu'on presse une sphère «dure » sur un plan constitué d'un matériau « mou», on constate une déformation localisée autour du point théorique de contact, ainsi qu'une augmentation de la surface réelle de contact (Figure 1).

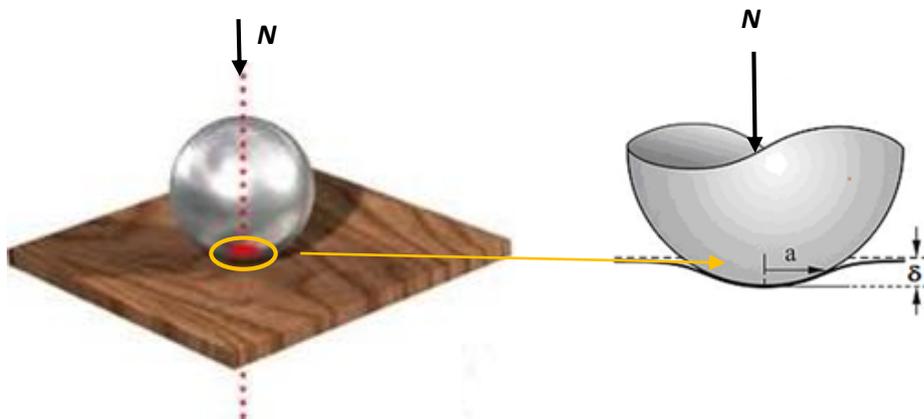


Fig.II.1 : Déformation locale

C'est en se basant sur l'observation de ce phénomène à la fin du dix-neuvième siècle qu'Heinrich Rudolf Hertz [Hertz, H. (1896)] a développé ses méthodes d'analyse et de calcul qu'on abordera dans ce chapitre.

Bien qu'un certain nombre d'études aient depuis affiné et complété les travaux initiaux d'Hertz, les méthodes développées alors permettent encore aujourd'hui d'arriver assez rapidement à des résultats relativement fiables.

Ainsi, on pourra déterminer, pour un contact nominale non surfacique, la contrainte dans la zone de contact en fonction des paramètres que sont la force appliquée, la géométrie locale autour du contact et les caractéristiques mécaniques des matériaux. La théorie du contact d'Hertz permet également de fournir le déplacement sous charge de l'élément géométrique nominal associé au contact (un point, une ligne). Cette application est cependant plus rare.

On trouve ce type de contact dans de nombreuses parties mécaniques parmi lesquelles on peut citer en particulier les roulements et les engrenages. Pour ces technologies les forces de contact sont cycliques et entraînent à la longue la fatigue des matériaux et l'apparition de fissures sous la surface. Ainsi la théorie du contact d'Hertz constitue le fondement des équations pour le calcul du chargement admissible pour les roulements, les engrenages...etc.

Aujourd'hui, la puissance de calcul offerte par les moyens informatiques modernes permet d'affiner les résultats donnés par la théorie d'Hertz pour tout type de contact, en faisant notamment appel aux méthodes de calcul par éléments finis.

II.1.2. La théorie d'Hertz

II.1.2.1. Objectifs [Hertz, H. (1896)]

Dans le cadre de l'étude de la réalisation technologique de liaisons sphère-plan (ponctuelle) ou cylindre-plan (linéaire rectiligne), la théorie d'Hertz permet notamment de déterminer :

- ✚ les dimensions de la surface de contact commune aux deux solides ;
- ✚ leur rapprochement (déformations sous charge) ;
- ✚ la pression de contact maximale ;
- ✚ les contraintes principales en surface et en profondeur.

Ces résultats théoriques permettront d'effectuer alors des choix technologiques en vue de l'optimisation :

- ✚ du dimensionnement géométrique des surfaces (rayons de courbure, longueur de contact) ;
- ✚ du choix des matériaux et de leurs éventuels traitements thermiques.

II.1.2.2 Hypothèses

- ✚ Solides massifs : les déformations sont négligeables en dehors de la zone de contact ;
- ✚ Déformations élastiques (ie : réversibles) ;
- ✚ Pas de frottement au contact (pas d'effort tangentiel) ;
- ✚ Pas de mouvement relatif entre les deux solides : $\overrightarrow{V_{M \in \frac{1}{2}}} = \vec{0}$ et $\overrightarrow{\Omega_{\frac{1}{2}}} = \vec{0}$

II.1.2.3. Modélisation des déformations, zone de contact

La Figure 3 indique le comportement observé pour un contact nominal ponctuel et convexe entre deux solides quelconques. Deux éléments sont observables et mesurables :

- une surface de contact elliptique et orientée d’une façon particulière, nouvel élément géométrique définissant le contact sous charge (dans le plan π , définie par a , b et ϕ). Voir Figure II.2 ;
- le rapprochement de deux points de référence (pris sur chacun des solides dans les zones de déformation négligeable) : $\delta = AB - A'B'$.

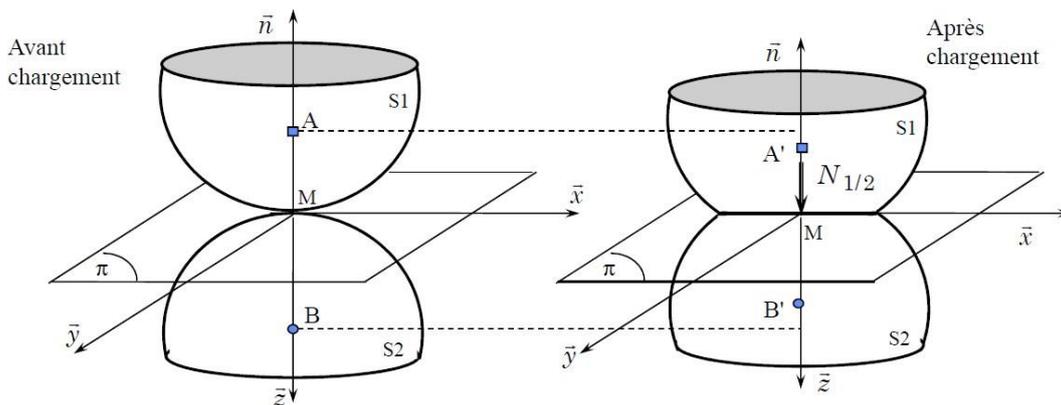


Fig.II.2 : Modélisation des déformations

La nature et les dimensions géométriques du contact sous charge ayant été établi, il est facile de calculer une pression moyenne de contact. Si cette dernière peut paraître suffisante pour une approche des conditions de résistance mécanique elle ne le sera en réalité que si la pression varie peu sur la totalité de la surface de contact, le calcul de résistance de la matière devant être local pour être validé.

Des essais complémentaires permettent de mettre en évidence que la répartition de pression se fait suivant un ellipsoïde (figure II.4).

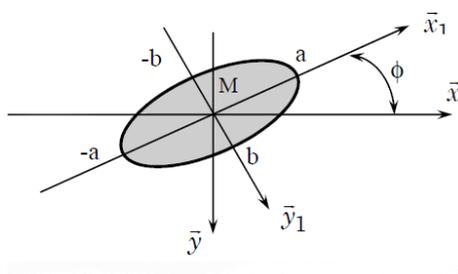


Fig.II.3 : Zone de contact

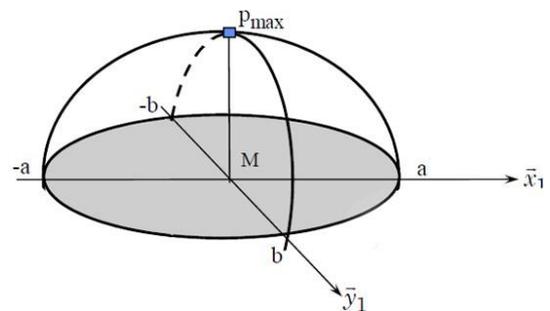


Fig.II.4 : Répartition de pression (ellipsoïde)

On détermine alors : $p_{moy} = \frac{N_{1 \rightarrow 2}}{\pi ab}$ et $p_{max} = \frac{3}{2} p_{moy} \Rightarrow p_{max} = \frac{3}{2} \frac{N_{1 \rightarrow 2}}{\pi ab}$

II.1.2.4 Critères de dimensionnement

II.1.2.4.1 Pression de contact

Hertz a développé des relations analytiques permettant de trouver la pression superficielle maximale dans le contact de cylindres ou de sphères entre eux et aussi sur le plan appartenant au semi infini. Ces développements sont basés sur les résultats trouvés par « Boussinesq » qui étudia la déformation d'un semi infini sous l'effet de l'application d'une force concentrée au niveau du plan. Les expressions d'Hertz permettent de trouver la pression maximale, les déformations des pièces et la répartition des contraintes à l'intérieur des pièces. Les hypothèses simplificatrices introduites sont les cylindres ou les sphères et le semi infini sont constitués par des matières homogènes, isotropes et parfaitement élastiques, [Hertz, H. (1896)].

- ✚ La loi de Hooke entre les déformations et les contraintes est applicable,
- ✚ Les déformations restent très petites vis à vis des dimensions géométriques des corps,
- ✚ Sur les surfaces en contact, seules des contraintes de compression interviennent dans la formation de la pression. Il n'y a pas de contraintes tangentielles à ce niveau engendrées par exemple par des forces de frottement.

La pression maximale p_{max} de contact est comparée à une pression de référence, selon les matériaux et les conditions d'emploi, et permet de dimensionner la géométrie des pièces autour de leur contact. Dans les faits, ce critère de la pression au contact entre deux pièces s'avère parfois insuffisant pour dimensionner et également choisir les matériaux. Une analyse des contraintes internes au voisinage du contact peut se révéler nécessaire.

	E (Mpa)	ν	P_{adm} (Mpa)
Acier	200000	0,3	600 700
Aluminium	80000	0,35	350
Fonte	100000	0,3	500
Bronze	130000	0,35	100
Téflon	130000	0,35	10

Tab.II.1 Ordres de grandeur

II.1.2.4.2 Contrainte tangentielle

Des contraintes internes existent bien sûr dans les pièces en contact. Ces contraintes s'avèrent prépondérantes par rapport à celles en surface (pressions), pour un calcul de durée de vie du contact, dans le cas d'un chargement fréquentiel de ce dernier. On pense bien sûr alors aux roulements et engrenages comme exemples de ce cas de figure. La contrainte tangentielle

maximale ne se situe pas sur la surface de contact (contrairement à la contrainte de compression, qui est la pression de contact sur la surface de contact).

Les formules suivantes ne sont valables que pour les matériaux métalliques pour lesquels le coefficient de poisson (ν) est voisin de 0,3 (la théorie de l'élasticité permettrait de le faire pour tous les matériaux).

La contrainte tangentielle maximale se situe à une profondeur h : $h=0,5 a$ (pour un contact ponctuel).

L'intensité maximale est : $\tau_{max} = 0,315 p_{max}$ (au point C ; voir Figure II.5).

La contrainte tangentielle est à comparer à la limite élastique de cisaillement R_{pg} proche de la limite élastique divisée par 2 du matériau : $R_{pg} \approx \frac{R_e}{2}$

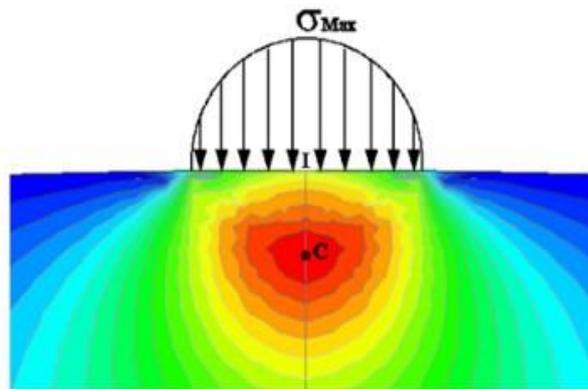


Fig.II.5 : Courbes d'iso-contraintes τ_{max}

La profondeur (h) de taux de cisaillement (τ_{max}) sont déterminantes quant au choix d'un éventuel traitement thermique en général, on fait en sorte que la couche dure (couche traitée par exemple) ait une épaisseur double de h (exemple : cas de la profondeur de cémentation).



Fig. II .6 : Vue en photoélasticité

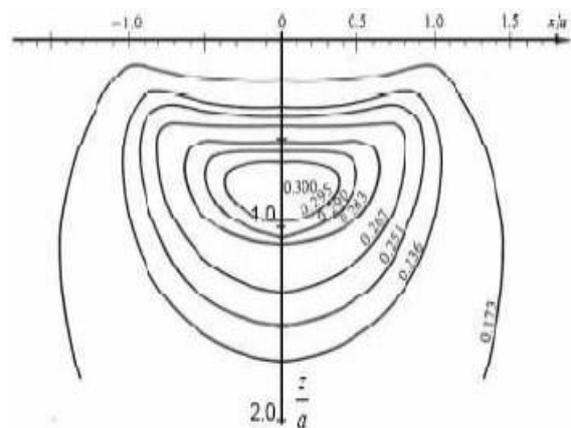


Fig. II .7 : Iso-contraintes tangentielles

II.1.3. Quelques résultats classiques

II.1.3.1. Contact ponctuel

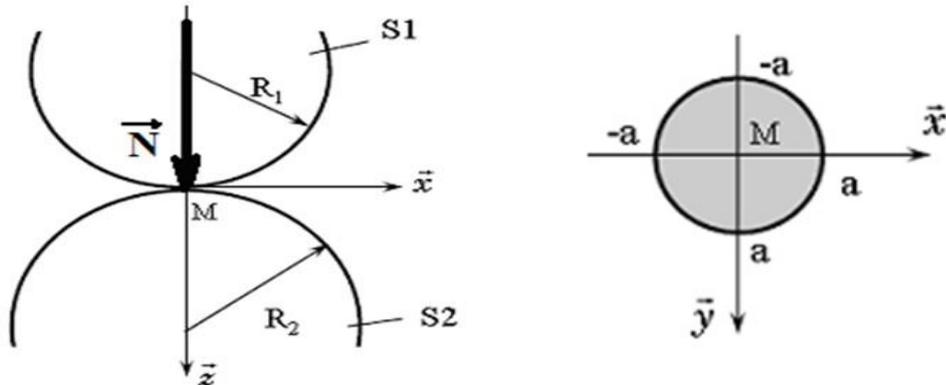


Fig.II.8 : Contact sphère /sphère, et zone de déformation [Hertz, H. (1896)]

$$a = \sqrt[3]{\frac{3\pi}{4} (k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} N} \quad \text{Avec :} \quad k_i = \frac{1 - \nu_i^2}{\pi E_i}$$

E_i : Module de Young du matériau i

ν_i : Coefficient de Poisson du matériau i

•Pression de contact

$$p_{max} = \frac{3}{2} \frac{N}{\pi a^2}$$

•Rapprochement des pièces

$$\delta = \sqrt[3]{\frac{9\pi^2}{16} (k_1 + k_2)^2 \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} N^2}$$

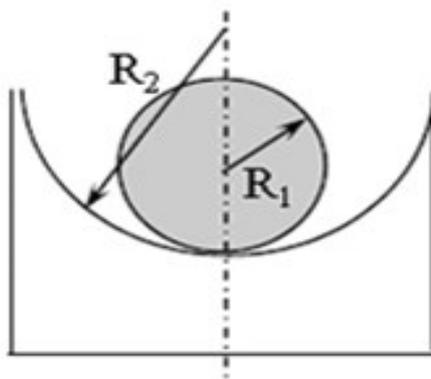


Fig.II.9 : Concavité inverse [Hertz, H. (1896)]

Dans le cas d'un contact ponctuel « intérieur », il faut considérer la relation suivante :

$$C = C1 - C2 \Rightarrow \frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \quad \text{D'où} \quad \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} \quad \text{devient} \quad \frac{R_1 - R_2}{R_1 R_2}$$

II.1.3.2. Contact rectiligne

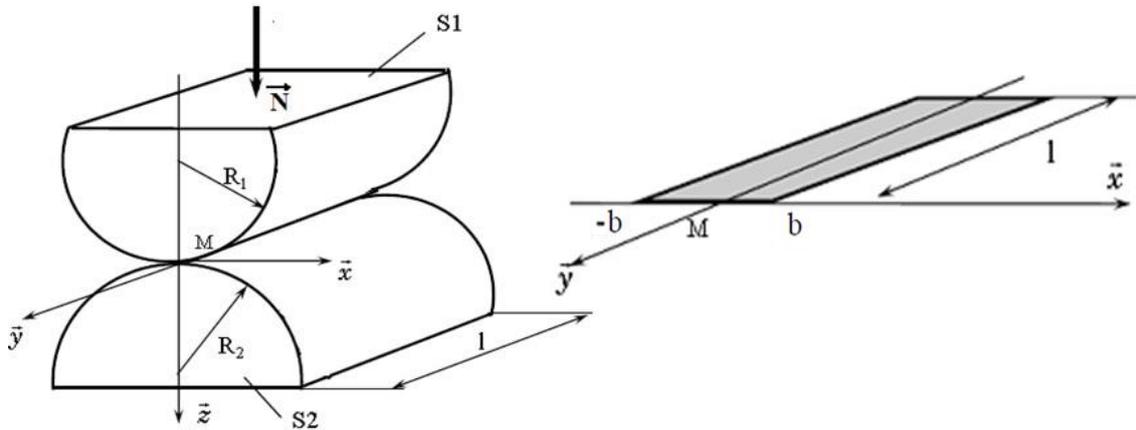


Fig.II.10 : Contact cylindre /cylindre, et zone de déformation [Hertz, H. (1896)]

$$b = 2 \sqrt{(k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \frac{N}{l}} \quad (1)$$

Avec : $k_i = \frac{1-\nu_i^2}{\pi E_i}$

E_i : Module de Young du matériau i .

ν_i : Coefficient de Poisson du matériau i .

b : largeur du de zone déformation.

•Pression de contact

$$p_{max} = \frac{2N}{\pi b l} \quad (2)$$

• Rapprochement des pièces ; Le résultat donné par la théorie d'Hertz n'est pas validé expérimentalement dans ce cas. Le rapprochement des pièces devra donc être évalué par l'expérience.

II.1.4 .Résultats généralisés

Le tableau II.1, indique les formules et méthodes générales à applique en fonction de la géométrie du contact. Les formules utilisent des coefficients m , n et r qui sont donnés par les courbes Figure II.11. Ils sont fonction de l'angle ϕ défini entre les plans principaux de chacun des solides en contact.

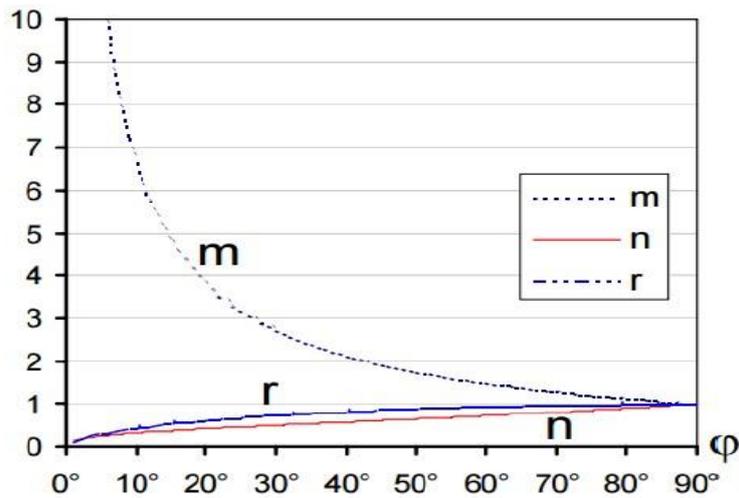


Fig. II .11: Détermination de m, n et r

II.1.4.1. Définition des courbures

On suppose que les plans de courbures principales (rayon maximal et minimal) sont :

- perpendiculaires pour chaque solide ;
- perpendiculaires au plan tangent P.

On notera, pour le solide i :

- courbure maximale dans le plan P_i : $|C_i| = \frac{1}{R_i}$
- courbure minimale dans le plan P'_i : $|C'_i| = \frac{1}{R'_i}$

Avec :

- $C_i > 0$ pour une courbure convexe (centre de courbure côté matière) ;
- $C_i < 0$ pour une courbure concave (centre de courbure côté extérieur).

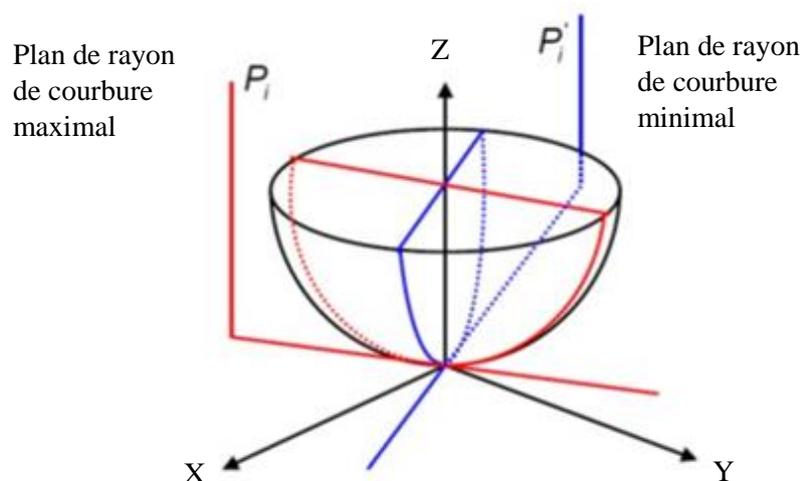
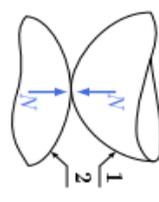
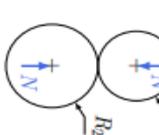
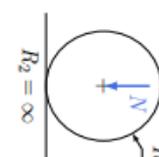
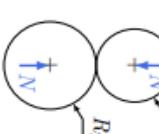
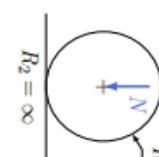
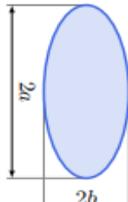
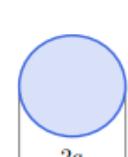
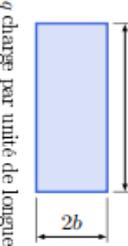
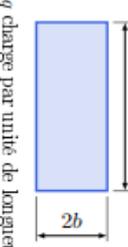


Fig. II.12 : Plan de courbure maximal et minimal

[Dubois ; D. Iceta ; F. Motard.2017]

		Contact ponctuel		Contact linéaire		
Types de contacts		Solides quelconques 	Sphère/sphère 	Sphère/plan 	Cylindre/cylindre 	Cylindre/plan 
Surface de contact		Ellipse (a, b) 	Cercle (a) 	Cercle (a) 	Rectangle (∞, b) 	Rectangle (∞, b) 
Forme						
Dimensions		$a = m \sqrt[3]{\frac{3\pi}{2} \frac{k_1 + k_2}{C_1 + C_1' + C_2 + C_2'} N}$ $b = \frac{n}{m} a$	$a = \sqrt[3]{\frac{3\pi}{4} (k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} N}$	$a = \sqrt[3]{\frac{3\pi}{4} (k_1 + k_2) R N}$	$b = 2 \sqrt{(k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} q}$	$b = 2 \sqrt{(k_1 + k_2) q R}$
Rapprochement δ		$\delta = r \frac{3\pi}{4a} (k_1 + k_2) N$	$\delta = \sqrt[3]{\frac{9\pi^2}{16} (k_1 + k_2)^2 \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} N^2}$	$\delta = \sqrt[3]{\frac{9\pi^2}{16} (k_1 + k_2)^2 \frac{N^2}{R}}$	$\delta = 3,84 \cdot 10^{-5} \frac{N^{0,9}}{L^{0,8}}$ (acier)	
Pression max P_{max}		$P_{max} = \frac{3}{2} \frac{N}{\pi a b}$	$P_{max} = \frac{3}{2} \frac{N}{\pi a^2}$	$P_{max} = \frac{3}{2} \frac{N}{\pi a^2}$	$P_{max} = 0,59 \sqrt{\frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} q}$ Si $\nu = 0,3$: $P_{max} = \frac{2N}{\pi L b} = \frac{2q}{\pi b}$ $P_{max} = \frac{1}{\pi} \sqrt{\frac{1}{k_1 + k_2} \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} q}$	$P_{max} = 0,59 \sqrt{\frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \frac{1}{R} q}$ Si $\nu = 0,3$: $P_{max} = \frac{2N}{\pi L b} = \frac{2q}{\pi b}$ $P_{max} = \frac{1}{\pi} \sqrt{\frac{1}{k_1 + k_2} \frac{1}{R} q}$
Profondeur pour τ_{max} (pour $\nu = 0,3$)		Fonction de l'excentration de l'ellipse	$h = 0,5a$	$h = 0,5a$	$h = \frac{\pi}{4} b$	$h \approx 0,78b$

* avec : $k_i = \frac{1 - \nu_i^2}{\pi E_i}$

Tab.II.2 : Synthèse des principaux résultats sur le contact de Hertz élastique [Dubois ; D. Içeta ; F. Motard.2017]

II.2. Calcul tribologique « pression hertzienne max » dans un contact cylindre/plan

Heinrich Rudolf Hertz a développé sa théorie pour calculer la déformation causée par le contact mécanique et les dimensions correspondantes surface de contact et les contraintes matérielles. Les applications pratiques de sa théorie exigent que les intégrales elliptiques être résolus. Ce ne sont pas faciles à résoudre, ce qui explique pourquoi plusieurs approximations sont apparues au fil des ans. La plupart de ces approximations peuvent être résolus en utilisant une calculatrice, mais les erreurs sont facilement faites. Les calculs utilisant des PC fournissent la meilleure solution. Car, il est possible d'arriver à une valeur exacte en utilisant l'intégration numérique. Cependant, l'intégration numérique n'est pas facile à réaliser en considérant le processus de conception. Des applications effectuent tous les calculs automatiquement et fournissent des solutions avec une clarté de l'écran qui permet de saisir les propriétés des matériaux, des dimensions et des charges. Le même écran affiche alors immédiatement les résultats. Beaucoup de sociétés spécialisées en conception du système fournissent des logiciels qui peuvent être utilisés pour calculer les contraintes d'Hertz soit ponctuel ou linéaire, ainsi les dimensions et les pressions. Parmi ses derniers :

Conception du Système Vink & Analyse de l'ONU ; Engineering-abc.com ; demonstrations.wolfram.com ; Design & Analysis Vink ; MESYS AG à Zurich (Suisse)...etc.

❖ Hertz a établi un contact avec la théorie de la mécanique qui est encore utilisée aujourd'hui par les ingénieurs travaillant dans la tribologie. [Hertz, H. (1896)]

Pour rendre sa théorie accessible pour les applications d'ingénierie, le programme de calcul que nous adoptons est une solution rapide et précise

II.2.1. MESYS AG à Zurich (Suisse) [version-démo.2010] : développe des logiciels pour les calculs techniques en génie mécanique. L'objectif principal est le dimensionnement des éléments de la machine comme des engrenages, des arbres ou des roulements. En plus de logiciels normalisés ont aussi personnalisé est élaboré. Certains calculs sont fournis gratuitement en ligne sur le site « version de démonstration » (Mesys test ; hertzian stress).

Dans cette partie de notre travail, on va présenter les résultats analytiques de la tête fémorale en contact avec la cupule par un logiciel de tribologie, où on a supposé le contact entre la rotule et la cupule, un contact cylindre/plan (voir problématique 1), basé sur la théorie d'Hertz. On a supposé le cylindre « corps en Zircon », et le plan « corps en polyéthylène ; puis le corps en Zircon » ; puisque notre choix de l'étude inspire des modèles de prothèses de hanches les plus utilisées de nos jours, pour un sujet de 80 Kg, en considérant la (force = 4 (x) Poids, D=28mm, et L= (varie entre D, D/2, D/4, D/8, D/16).

II.2.2.Méthodologie Solution avec MESYS

a. Les caractéristiques mécaniques des Biomatériaux utilisés :

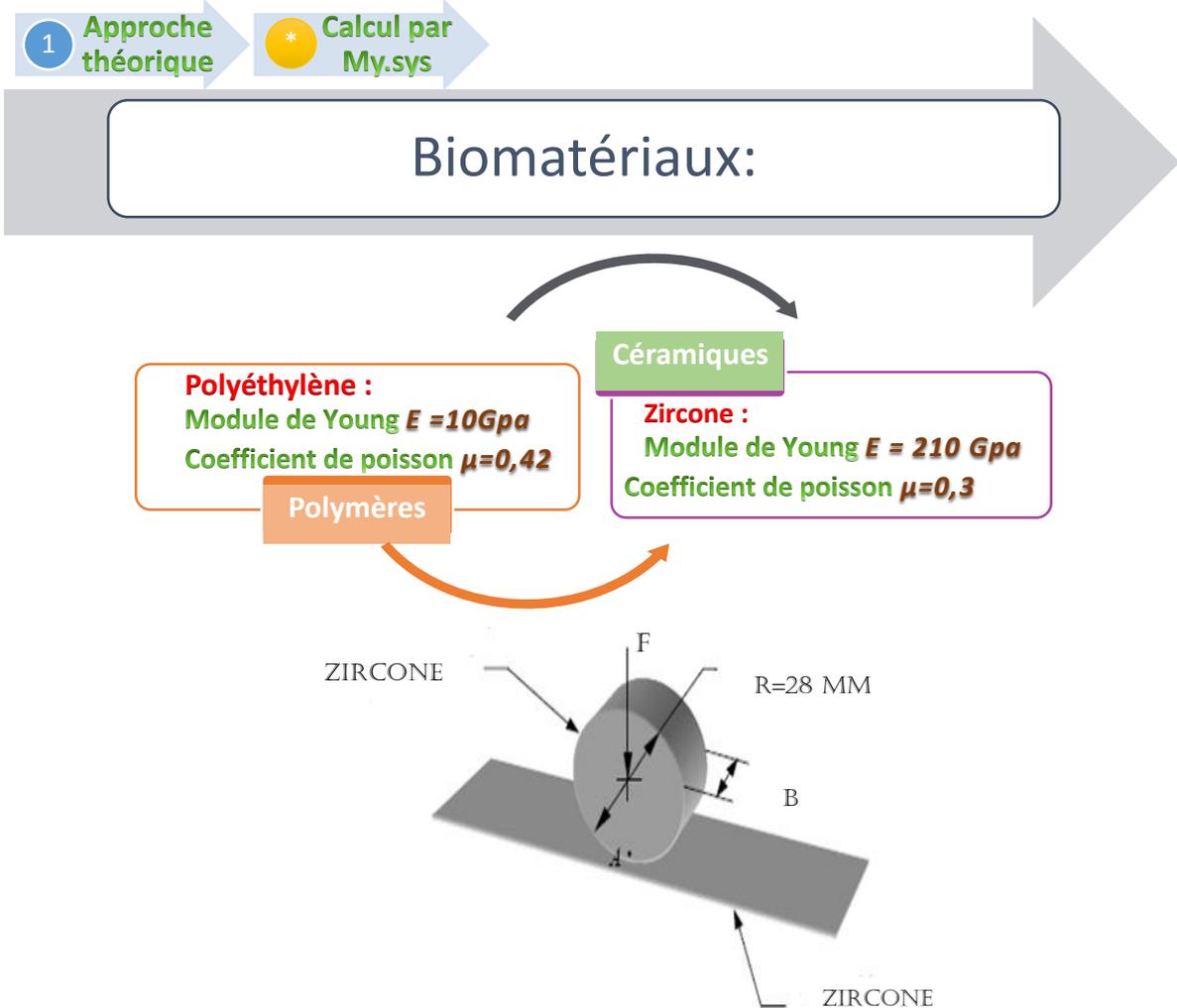


Figure II .13 : Représentation du contact cylindre plan du couple Zircone/ Zircone

b. Fenêtre d’application de Mesys

<u>Body 1</u> « Zircone »	<u>Cylinder</u>
<u>First radius body 1</u>	<u>r1</u> <input type="text" value="2"/> mm
<u>Body 2</u> « Zircone »	<u>Plane</u>
<u>First radius body 2</u>	<u>r2</u> <input type="text" value="5"/> mm
<u>Normal force</u>	<u>Fn</u> <input type="text" value="100"/> N
<u>Youngs modulus body 1</u>	<u>E1</u> <input type="text" value="210000"/> MPa
<u>Youngs modulus body 2</u>	<u>E2</u> <input type="text" value="210000"/> MPa
<u>Poisson number body 1</u>	<u>v1</u> <input type="text" value="0.3"/>
<u>Poisson number body 2</u>	<u>v2</u> <input type="text" value="0.3"/>
<u>Angle between axes</u>	<u>α</u> <input type="text" value="0"/> °
	<u>Calculate</u>

c). Résultats et discussions

Le Tableau (II.3) représente les Résultats du contact pour le couple Zircon / Zircon pour différents valeurs de L (longueur du cylindre)

Résultats		Couple « Zircon- Zircon »				
		L=28mm	L=14mm	L=7mm	L=3,5mm	L=1,75mm
Demi- largeur majeur de contact -----a		14,000 mm	7,0000 mm	3,5000 mm	1,7500 mm	0,8750 mm
Demi- largeur mineur de contact -----b		0,1343 mm	0,1899 mm	0,2685 mm	0,3798 mm	0,5371 mm
Approche des deux corps -----δ		0,0042 mm	0,0071 mm	0,0115 mm	0,0176 mm	0,0245 mm
La rigidité de contact -----R		824104N/mm	497887N/mm	314447N/mm	213365N/mm	165935N/mm
Pression hertzienne -----pH		541,875 MPa	766,327 MPa	1083,8 MPa	1532,7 MPa	2167,5 MPa
Zircon	Contrainte de cisaillement maximale -----τMax ₁	162,716 MPa	230,115 MPa	325,432MPa	460,230 MPa	650,864 MPa
	Contrainte de cisaillement maximale octaédrique -----τOctMax ₁	140,551 MPa	198,769 MPa	281,102MPa	397,538 MPa	562,203 MPa
	Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale --z (τMax ₁)	0,1056 mm	0,1493 mm	0,2111 mm	0,2986 mm	0,4222 mm
	Contrainte équivalente (Tresca) -- -----σeTresca ₁	325,432 MPa	460,230 MPa	650,864MPa	920,461MPa	1301,7 MPa
	Contrainte équivalente (Mises) --- -----σeMises ₁	298,153 MPa	421,652 MPa	596,307MPa	843,305MPa	1192,6 MPa
Zircon	Contrainte de cisaillement maximale -----τMax ₂	162,716 MPa	230,115 MPa	325,432MPa	460,230MPa	650,864 MPa
	Contrainte de cisaillement maximale octaédrique -----τOctMax ₂	143,428 MPa	202,838 MPa	286,857MPa	405,677MPa	573,713 MPa
	Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale --z (τMax ₂)	0,1056 mm	0,1493 mm	0,2111 mm	0,2986 mm	0,4222 mm
	Contrainte équivalente (Tresca) -- -----σeTresca ₂	325,432 MPa	460,230 MPa	650,864MPa	920,461MPa	1301,7 MPa
	Contrainte équivalente (Mises) --- -----σeMises ₂	304,257 MPa	430,285 MPa	608,515MPa	860,570MPa	1217,0 MPa

Tableau.II.3.Résultats trouver de couple « Zir/ Zir »

➤ **Interprétation des résultats du tableau1 pour le couple Zircon/ Zircon :**

- Demi- largeur majeur de contact « $a = L/2$ » ; quel que soit la valeur de la longueur L.
- Demi-largeur mineur de contact « b augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Approche des deux corps « δ augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- La rigidité de contact « R diminue ; quand L diminue » proportion directe.
- Pression hertzienne « pH augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Contrainte de cisaillement maximale et octaédrique pour les deux corps « τMax_{1,2} et τOctMax_{1,2} augmentes ; quand L diminue » proportion inverse.
- Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale « z (τMax₁) augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Contrainte équivalente « σeTresca_{1,2} ; σeMises_{1,2} proportion inverse avec L ».

D'après les résultats, ont remarquent que :

- La contrainte de cisaillement maximale et la même pour les deux corps ; ainsi les contraintes de cisaillements maximale octaédrique sont proches avec un petit écart de plus pour la Zirconie.
- La contrainte σ_e Tresca est de même valeur pour les deux corps, quel que soit la variation de la longueur L, mais σ_e Mises du corps en Zirconie est supérieur à σ_e Mises Zirconie.

➤ **Interprétation des graphes pour le couple Zirconie/ Zirconie :**

🚦 Suivant la variation de la longueur L/ « $1,75 \leq L \leq 28$ » [mm]

Graphe « a » et « b » : ses graphes concernent le corps 1(Zirconie) et corps 2 (Zirconie) successivement ; les courbes représentent la contrainte de contact « Mpa » en fonction de la profondeur [mm], qui sont identiques pour les deux corps. On remarque que :

- les contraintes de cisaillements τ et τ_{oct} sont supérieur à zéro ; et comme L diminue les valeurs des contraintes de cisaillements augmentent.
- Les contraintes maximales $\delta_x, \delta_y, \delta_z$ sont inférieurs à zéro.

Graphe « c » : la courbe c'est une droite qui représente le déplacement « mm » en fonction de la charge, c'est une droite d'où la profondeur est un rapport constant. La projection sur la droite de la profondeur pour une charge P=3200 N, nous donne un déplacement de x [mm] suivant le tableau c :

L=28 mm	L=14 mm	L=07 mm	L=3,5 mm	L=1,75 mm
$0,004 \leq x \leq 0,005$	$0,006 \leq x \leq 0,008$	$0,01 \leq x \leq 0,0125$	$0,0175 \leq x \leq 0,02$	$0,025 \leq x \leq 0,03$

D'après le tableau on remarque que lorsque L (longueur du cylindre) diminue le déplacement augmente.

Graphe « d » : les courbes représente la contrainte [Mpa] en fonction de la charge [N]. La projection sur les courbes de la pression Ph [Mpa] ; la contrainte de cisaillement maximales et octaédrique τ et τ_{oct} [Mpa] pour une charge P=3200 N, nous donne une contrainte suivant le tableau d :

	L=28 mm	L=14 mm	L=07 mm	L=3,5 mm	L=1,75 mm
Ph	$500 \leq \delta \leq 600$	$700 \leq \delta \leq 800$	$1000 \leq \delta \leq 1200$	$1500 \leq \delta \leq 1750$	$2000 \leq \delta \leq 2250$
τ max	$100 \leq \delta \leq 200$	$200 \leq \delta \leq 300$	$200 \leq \delta \leq 400$	$250 \leq \delta \leq 500$	$500 \leq \delta \leq 750$
τ_{oct} max	$100 \leq \delta \leq 200$	$200 \leq \delta \leq 300$	$200 \leq \delta \leq 400$	$250 \leq \delta \leq 500$	$500 \leq \delta \leq 750$

D'après le tableau on remarque que lorsque L (longueur du cylindre) diminue, la contrainte d'hertz augmente.

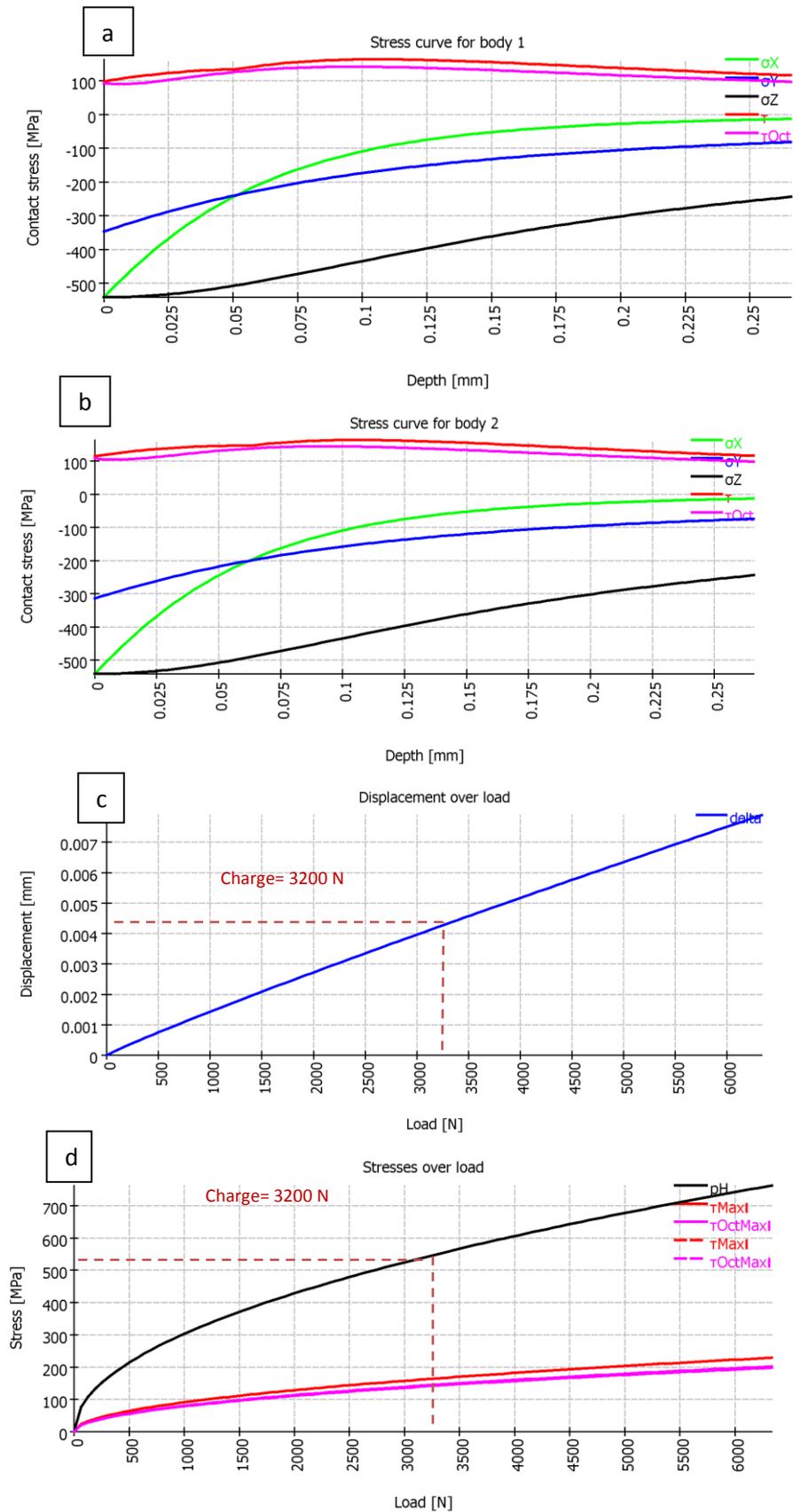


Fig.II.14 : les résultats du contact Zircon/ Zircon pour $L=28$ mm

- a) Contrainte de contact en f^{ct} de la profondeur ; b) Contrainte de contact en f^{ct} de la profondeur. c) Déplacement en f^{ct} de la charge ; d) Contrainte en f^{ct} de la charge.

Le tableau suivant représente les Résultats du contact pour le couple Zircone / polyéthylène pour différents valeurs de L :

Résultats		Couple « Zircone-Polyéthylène »				
		L=28mm	L=14mm	L=7mm	L=3,5mm	L=1,75mm
Demi- largeur majeur de contact-----a		14,000 mm	7,0000 mm	3,5000mm	1,7500 mm	0,8750 mm
Demi- largeur mineur de contact -----b		1,3116 mm	1,8549 mm	2,6233mm	3,7099 mm	5,2465 mm
Approche des deux corps-----δ		0,2614 mm	0,3950 mm	0,5345mm	0,5579 mm	0,0937 mm
La rigidité de contact-----R		3882,2N/mm	9602,2N/mm	7786,1N/mm	10292,3N/mm	0,0000 N/mm
Contrainte hertzienne-----pH		55,470 MPa	78,447 MPa	110,941MPa	156,894 MPa	221,881 MPa
Zircone	Contrainte de cisaillement maximale-----τMax ₁	16,657 MPa	23,556 MPa	33,314MPa	47,113 MPa	66,627 MPa
	Contrainte de cisaillement maximale octaédrique---τOctMax ₁	14,388 MPa	20,347 MPa	28,776MPa	40,695 MPa	57,551 MPa
	Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale --z (τMax ₁)	1,0307 mm	1,4576 mm	2,0614mm	2,9156 mm	4,1245 mm
	Contrainte équivalente (Tresca) ---σeTresca ₁	33,314 MPa	47,112 MPa	66,627MPa	94,225 MPa	133,254 MPa
	Contrainte équivalente (Mises) ----σeMises ₁	30,521 MPa	43,163 MPa	61,042MPa	86,327 MPa	122,084 MPa
Polyéthylène	Contrainte de cisaillement maximale-----τMax ₂	16,657 MPa	23,556 MPa	33,314MPa	47,113 MPa	66,627 MPa
	Contrainte de cisaillement maximale octaédrique---τOctMax ₂	13,839 MPa	19,572 MPa	27,679MPa	39,143 MPa	55,357 MPa
	Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale --z (τMax ₂)	1,0307 mm	1,4576 mm	2,0614mm	2,9163 mm	4,1244 mm
	Contrainte équivalente (Tresca) ---σeTresca ₂	33,314 MPa	47,112 MPa	66,627MPa	94,225 MPa	133,254 MPa
	Contrainte équivalente (Mises) ----σeMises ₂	29,357 MPa	41,518 MPa	58,715MPa	83,036 MPa	117,430 MPa

Tab.II.4.Résultats trouver de couple « Zir/Poly »

➤ **Interprétation des résultats du tableau1 pour le couple Zircone/ Zircone :**

- Demi- largeur majeur de contact « $a = L/2$ » ; quel que soit la valeur de la longueur L.
- Demi-largeur mineur de contact « b augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Approche des deux corps « δ augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- La rigidité de contact « R diminue ; quand L diminue » proportion directe.
- Pression hertzienne « pH augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Contrainte de cisaillement maximale et octaédrique pour les deux corps « $(\tau_{Max1, 2})$ et $(\tau_{OctMax1, 2})$ augmentent ; quand L diminue» proportion inverse.
- Profondeur de Contrainte de cisaillement maximale « z (τ_{Max1}) augmente ; quand L diminue » proportion inverse.
- Contrainte équivalente « $\sigma_{eTresca1, 2}$; $\sigma_{eMises1, 2}$ proportion inverse avec L ».

D'après les résultats, on remarque que :

- La contrainte de cisaillement maximale est la même pour les deux corps ; ainsi les contraintes de cisaillements maximale octaédrique sont proches, mais avec un écart de plus entre 1MPa et 2MPa pour la Zirconne (cylindre).

- La contrainte σ_e Tresca est de même valeur pour les deux corps, quel que soit la variation de la longueur L, mais σ_e Mises du corps en Polyéthylène est inférieur à σ_e Mises Zirconne.

➤ **Interprétation des graphes pour le couple Zirconne/Polyéthylène :**

✚ Suivant la variation de la longueur L/ « $1,75 \leq L \leq 28$ » [mm]

Grphe « a » et « b » : ses graphes concernent le corps 1(Zirconne) et corps 2 (Polyéthylène) successivement ; les courbes représentent la contrainte de contact « Mpa » en fonction de la profondeur [mm], qui sont identiques pour les deux corps. On remarque que :

- les contraintes de cisaillements (τ et $\tau_{oct.}$) sont supérieures à zéro ; et comme L diminue les valeurs des contraintes de cisaillements augmentent.
- Les contraintes maximales $\delta_x, \delta_y, \delta_z$ sont inférieures à zéro.

Grphe « c » : la courbe c'est une droite qui représente le déplacement « mm » en fonction de la charge, c'est une droite d'où la profondeur est un rapport constant. La projection sur la droite de la profondeur pour une charge $P=3200$ N, nous donne un déplacement de x [mm] suivant le tableau c :

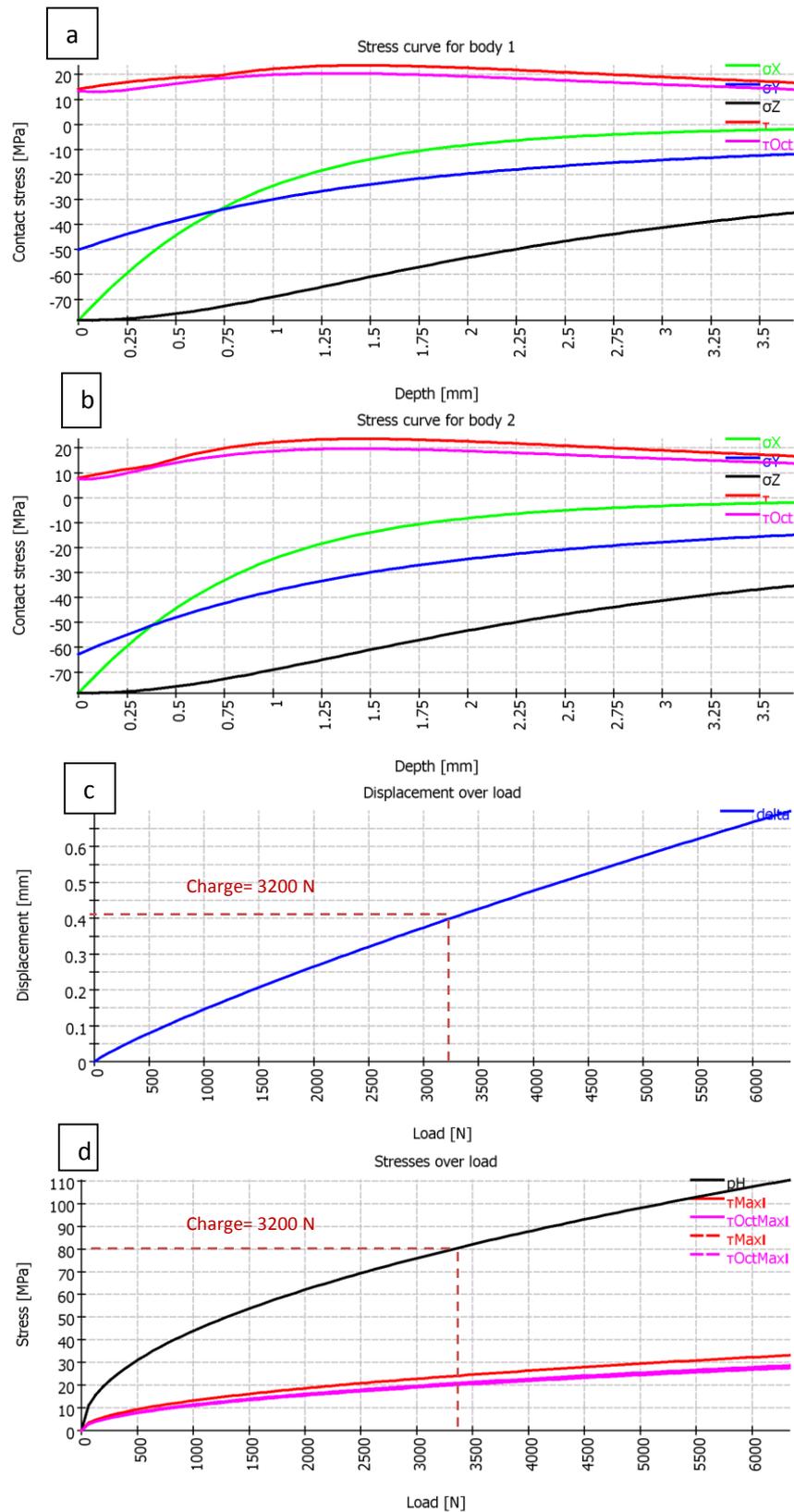
L=28 mm	L=14 mm	L=07 mm	L=3,5 mm	L=1,75 mm
$0,25 \leq x \leq 0,3$	$0,4 \leq x \leq 0,5$	$0,5 \leq x \leq 0,6$	$0,5 \leq x \leq 0,6$	$0,05 \leq x \leq 0,15$

D'après le tableau on remarque que lorsque L (longueur du cylindre) diminue le déplacement augmente d'une valeur très importante quand ($3,5 \leq L \leq 28$) [mm], mais quand $L \leq 3,5$ [mm] le déplacement diminue. Car on voit que la courbe de la profondeur est croissante quand la charge $P, 0 \leq P \leq 3750$ [Mpa] et décroissante a $P \geq 3750$ [Mpa].

Grphe « d » : les courbes représente la contrainte [Mpa] en fonction de la charge [N]. La projection sur les courbes, de la pression Ph [Mpa]; la contrainte de cisaillement maximales et octaédrique τ et $\tau_{oct.}$ [Mpa] pour une charge $P=3200$ N, nous donne une contrainte suivant le tableau d :

	L=28 mm	L=14 mm	L=07 mm	L=3,5 mm	L=1,75 mm
Ph	$50 \leq \delta \leq 60$	$70 \leq \delta \leq 80$	$100 \leq \delta \leq 120$	$150 \leq \delta \leq 175$	$200 \leq \delta \leq 225$
τ max	$10 \leq \delta \leq 20$	$20 \leq \delta \leq 30$	$20 \leq \delta \leq 40$	$25 \leq \delta \leq 50$	$50 \leq \delta \leq 75$
τ_{oct} max	$10 \leq \delta \leq 20$	$20 \leq \delta \leq 30$	$20 \leq \delta \leq 40$	$25 \leq \delta \leq 50$	$50 \leq \delta \leq 75$

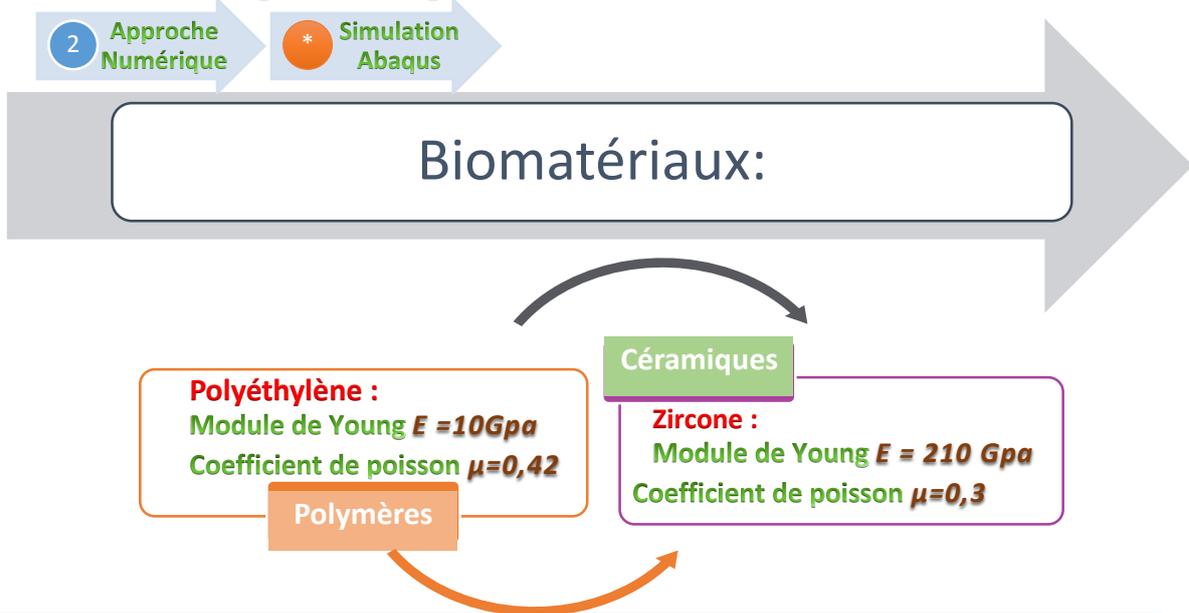
D'après le tableau on remarque que lorsque L (longueur du cylindre) diminue, la contrainte d'hertz augmente.



Figures.II.15. : les résultats du contact Zirconium/Polyéthylène pour $L=14$ mm
 a) Contrainte de contact en f^c de la profondeur ; b) Contrainte de contact en f^c de la profondeur d) le déplacement en f^c de la charge ; e) la contrainte en f^c de la charge

II.2.3.Méthodologie Solution avec ABAQUS

a) Les caractéristiques mécaniques des Biomatériaux utilisés :



Définition de la MEF

La méthode des éléments finis est une technique de calcul numérique fondée sur la formulation variationnelle d'un problème.

Abaqus^R est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluide et de piézoélectricité.

b) Modèle 3D

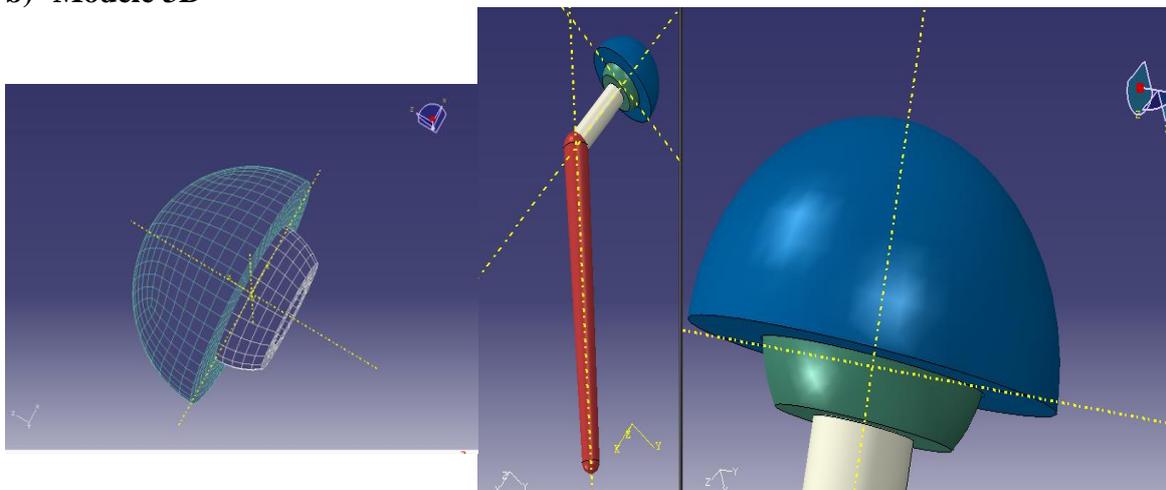


Fig.II.16 : Modèle 3D et maillage associé (tête/Cupule)

c) Résultats Abaqus

➤ Couple Zircon/Polyéthylène :

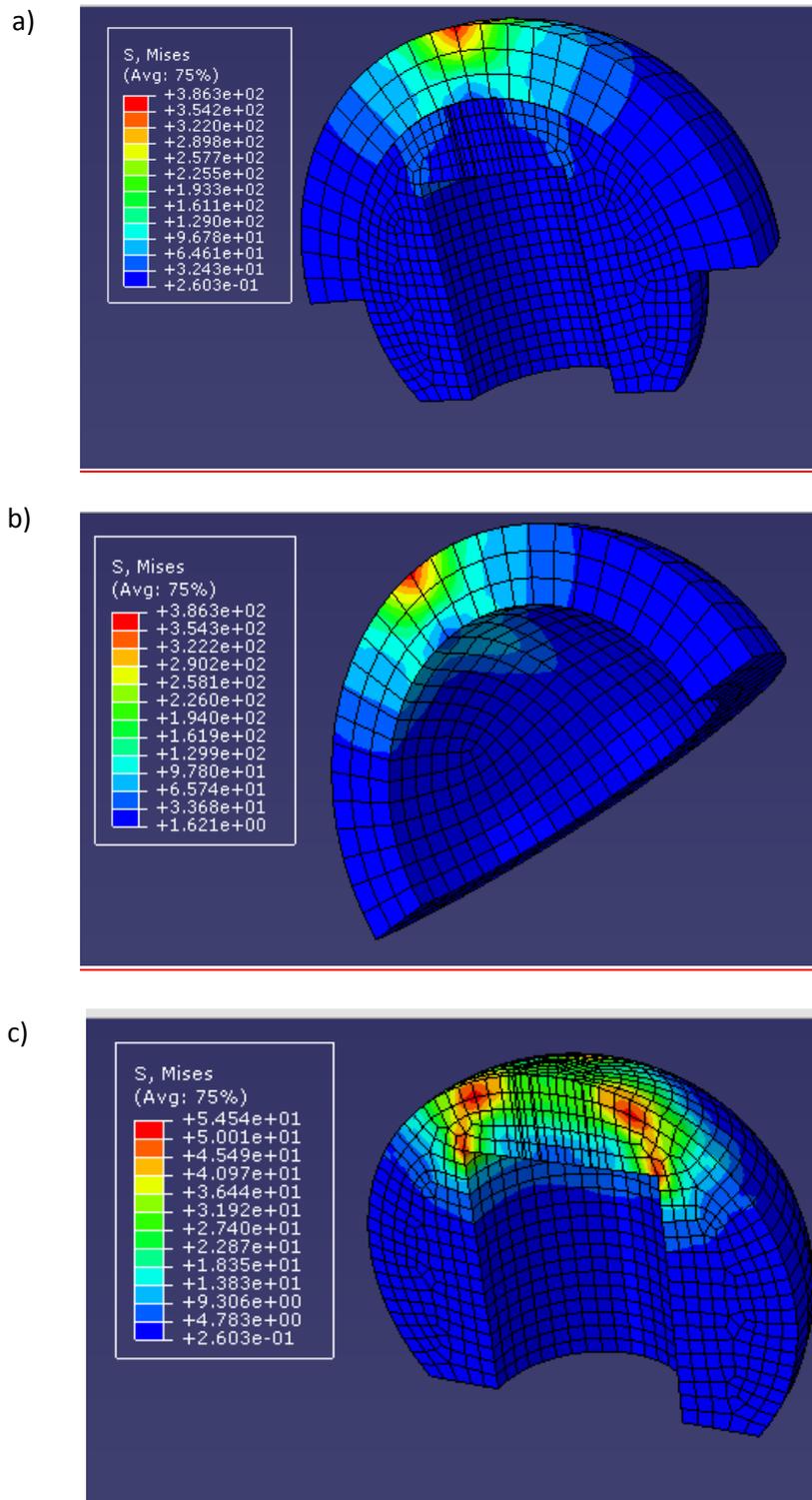


Fig. II.17 : Contrainte de von mises dans le couple Zir/Poly : a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule ,
Pour l'increment 11

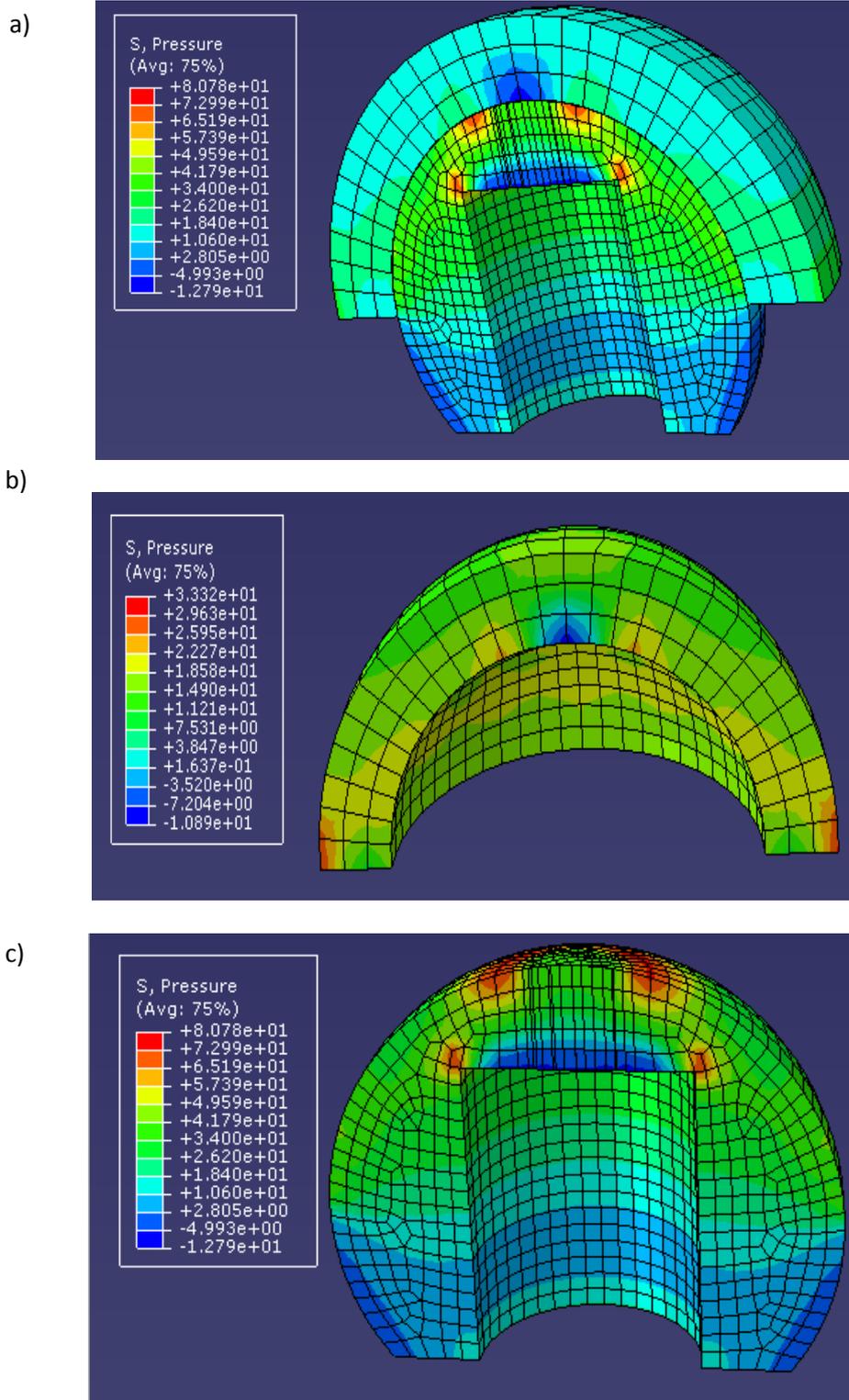


Fig . II.18 : Pression maximale dans le couple Zir/Poly a) cupule, b) rotule ,c) rotule-cupule Pour l'increment 11

➤ Couple Zircon/ Zircon :
La force sur la cupule « Zr/ Zr »

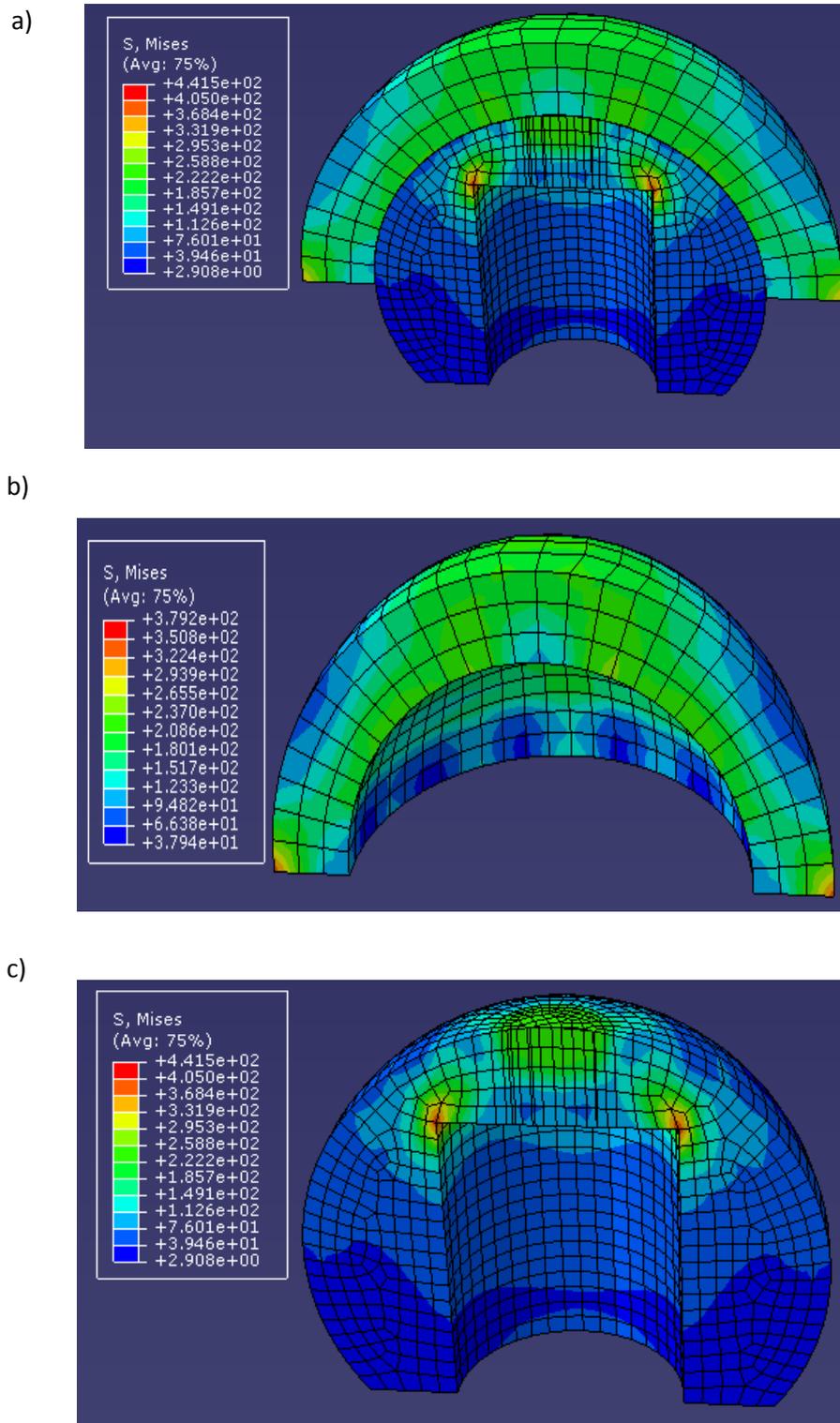


Fig .II.19 : Contrainte de von mises dans le couple Zir/Zir : a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule , Pour l'increment 11

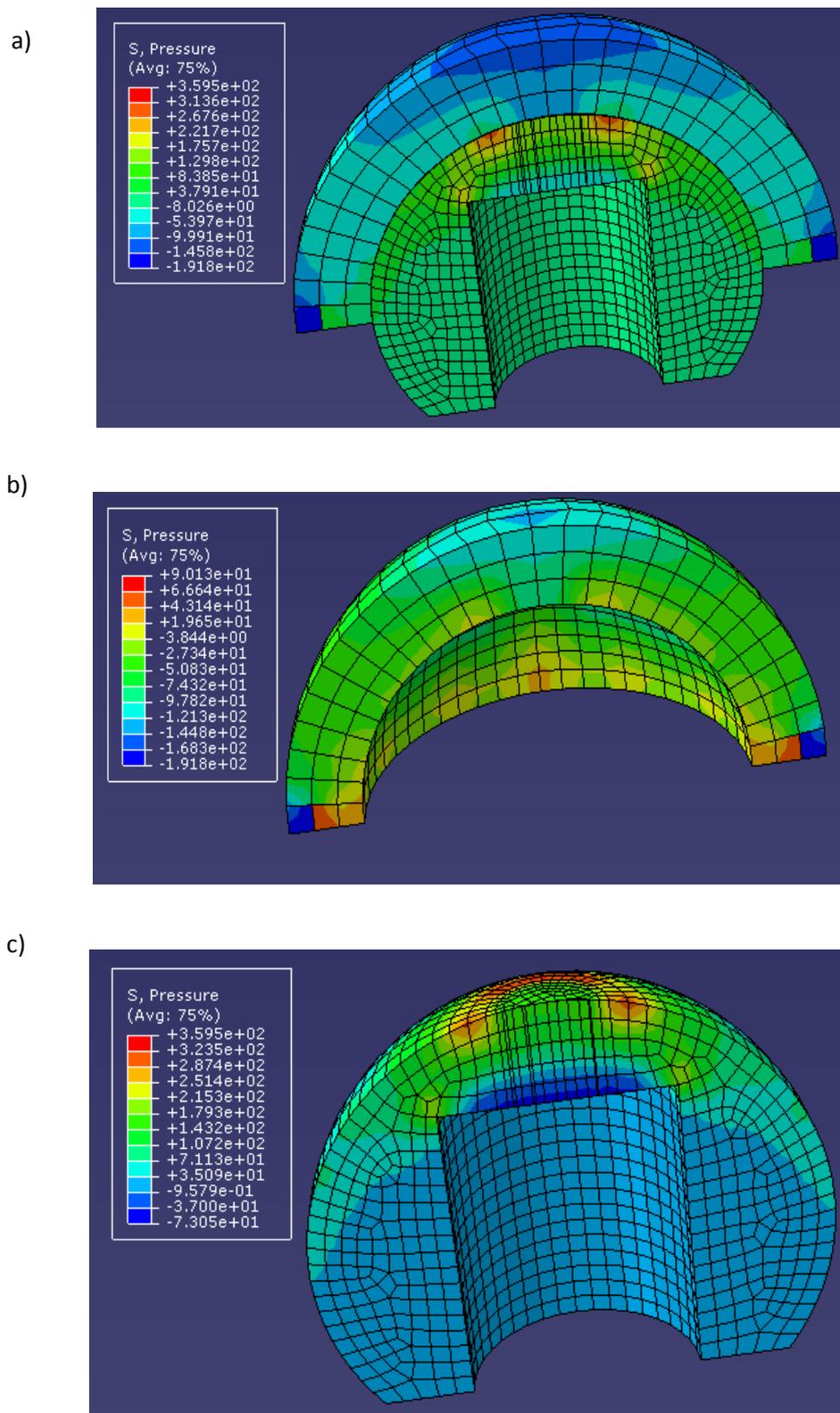


Fig. II.20 : Pression maximale dans le couple Zir/Zir a) cupule, b) rotule , c) rotule-cupule
Pour l'increment 11

d) Interprétations des résultats de la simulation

Dans cette partie de notre travail, Nous nous sommes concentrés sur les résultats de la contrainte de Von mises et la pression, la comparaison est faite avec la limite élastique :

➤ **Couple « Zircon/ Zircon » :**

$$[\sigma_{e \text{ (rotule)}} (\text{mises Max}) > R_e \text{ Zircon} \geq 138-240 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des matériaux).}$$

$$[-1,958 \text{ e}+2 \leq Ph \leq 5,022 \text{ e}+02 \text{ (N/mm}^2)]$$

➤ **Couple « Zircon/polyéthylène »**

$$[\sigma_{e \text{ (rotule)}} (\text{mises Max}) < R_e \text{ Zircon} \geq 138-240 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des matériaux)}$$

$$[\sigma_{e \text{ (cupule)}} (\text{mises Max}) < R_e \text{ polyéthylène} \geq 23-30 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des Matériaux)}$$

$$[-1,287 \leq Ph \leq 3,672 \text{ (N/mm}^2)]$$

D'après ces résultats obtenus par simulation avec le logiciel abaqus, nous remarquons que :

- ❖ Les valeurs de la pression, et la contrainte de Von mises sont maximale sur le corps, là où la charge des deux corps en contact est appliquée.
- ❖ La valeur de la contrainte de Von mises, ainsi la pression du couple (Zircon/Polyéthylène) est inférieure à celle du couple (Zircon/ Zircon) ; aussi que pour le corps (Zircon), est inférieure aux valeurs dans le couple (Zircon/Polyéthylène), que dans le couple (Zircon/ Zircon).
- ❖ Le modèle dur/dur est envisagé, non valide pour une utilisation à long terme avec une grande durée de vie, avec un grand risque d'endommagement en cas de choc.
- ❖ Mais dans le deuxième couple (Zircon/Polyéthylène), on voit que la contrainte de Von mises du biomatériau Zircon « rotule » est inférieure à la limite élastique, par contre la contrainte de Von mises dans le biomatériau « polyéthylène) est supérieure à la limite élastique donc, on passe à la plasticité, et sachant que les polymères sont des biomatériaux élastoplastique, donc il faut recalculer les contraintes et la pression du contact en supposant la cupule élastoplastique.

Nous pouvons conclure que dans un couple de biomatériaux rigide, la pression de contact est grande, ainsi les contraintes qui dépassent la limite élastique de biomatériau.

Il n'y a pas de danger de rupture ou de déformation sur le couple Zircon/polyéthylène, mais reste le phénomène de l'usure considéré l'ennemi majeure des polymères.

II.2.4. Interprétation des résultats et conclusion

La simulation en éléments finis a longtemps et continue à être critiquée à cause du manque de validité des modèles. Pourtant cette méthode est souvent la seule possibilité pour explorer de nouveaux domaines même si les résultats ne peuvent être garantis à cause du manque d'informations biologiques. Si d'énormes efforts ont été faits, les lois des matériaux modélisés restent incertaines et le manque de connaissance sur les conditions limites existe. Rarement les articles concernant les modèles d'éléments finis comparent leurs résultats avec les résultats expérimentaux.

D'après les résultats du tableau (II.4) et ceux de la partie de simulation, figures (II.17), et (II.18), nous déduisons que :

RÉSULTATS ANALYTIQUES						
Résultats		Couple « Zircon-Polyéthylène »				
		L=28mm	L=14mm	L=7mm	L=3,5mm	L=1,75mm
Contrainte hertzienne-----pH----		55,470 MPa	78,447 MPa	110,941MPa	156,894 MPa	221,881 MPa
Zirc	Contrainte équivalente (Mises) ---- -----σe Mises ₁	30,521 MPa	43,163 MPa	61,042MPa	86,327 MPa	122,084 MPa
Poly	Contrainte équivalente (Mises) ---- -----σe Mises ₂	29,357 MPa	41,518 MPa	58,715MPa	83,036 MPa	117,430 MPa
RÉSULTATS PAR MODÉLISATION						
Poly	Contrainte équivalente (Mises) ---- -----σe Mises	σeMises ₁ Max =3,863 10 ² MPa ; σeMises ₁ Min=2,603 10 ⁻¹ MPa				
Zirc	Contrainte équivalente (Mises) ---- -----σe Mises	5,454 10 ¹ MPa				
Contrainte hertzienne-----pH Max----		« Tête-Cupule » = 8,078 10 ¹ MPa				

Tab. II.5 : résultats comparatifs

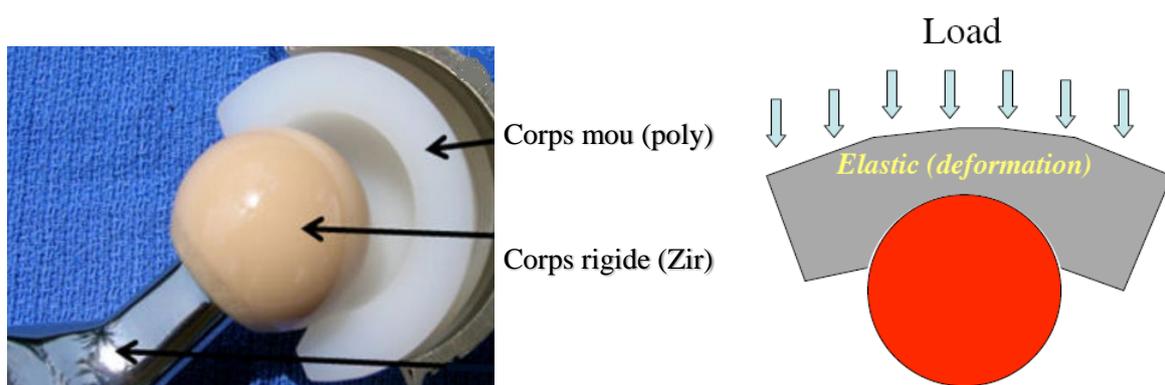


Fig. II.21 : Contact corps mou et rigide

- ✓ le polyéthylène est un Matériau mou, viscoélastique ; dans notre étude, il représente le corps plan. Les contraintes dans le corps mou sont beaucoup plus Importantes que dans le corps rigide, d'où le contact entre corps mou et rigide entraîne des déformations.

- ✓ Nous constatons qu'il y'a une différence dans les résultats analytiques et modélisés. Cet écart dans les résultats, revient à la surface d'application de la charge, ainsi qu'à d'autres facteurs comme les conditions aux limites, types de maillages et à la conception qui jouent un grand rôle dans l'approche théorique.
- ✓ Nous distinguons que $\sigma_{\min}(mises) \leq \sigma_{analytique}(mises) \leq \sigma_{\max}(mises) / \forall l$, ces valeurs nous poussent à conclure qu'il y a des éléments qui ont des valeurs proches par la méthode analytique.
- ✓ Pour le deuxième corps, qui représente successivement le cylindre en partie analytique, et la tête en partie de modélisation, nous remarquons (d'après le tableau II.5)

$$\sigma_{analytique}(mises) \approx \sigma_{\max,modélisation}(mises) / \text{Pour } l = 14 \text{ mm}$$

- ✚ Et d'après les analyses précédentes et d'après aussi les résultats de (a) et (b), nous conduits à supposer que la tête est un cylindre de rayon (R) égale à sa longueur (l). « $R=l=14\text{mm}$.

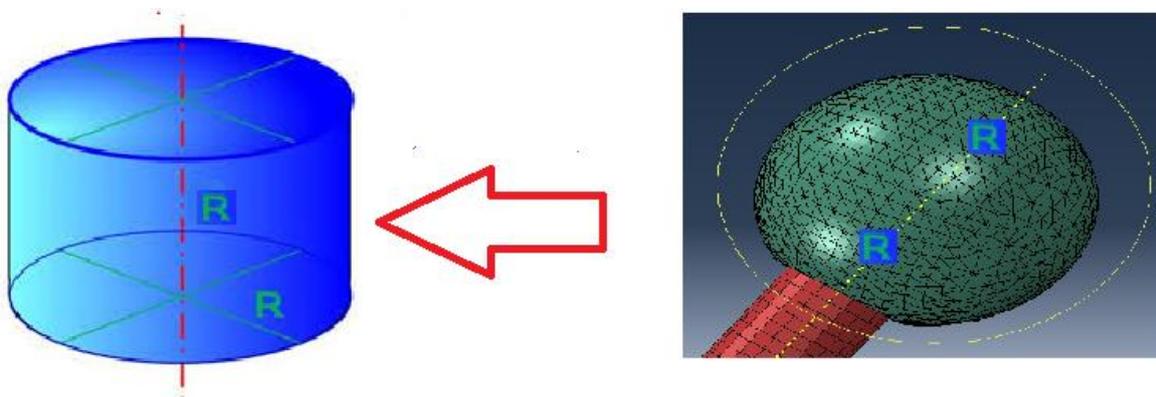


Fig. II.22 : Représentation du modèle équivalent à la tête fémorale

Chapitre III

Simulations Du Contact

Linéaire Entre Un Couple De

Biocéramiques

Chapitre 3 : Simulation du contact linéaire entre un couple de Biocéramiques

Dans cette partie de notre travail, nous représentons la simulation du contact tête/ cupule de la PTH en biocéramique par un logiciel d'éléments finis. Nous traitons plusieurs positions d'orientation de la cupule, par rapport à la position zéro de la tête pour définir la position critique, et confirmer numériquement en appuyant sur la variation des couleurs, qui forme des zones de sollicitation de contraintes, que le contact cylindre-plan dans une prothèse de hanche est le résultat d'usure linéaire. Ensuite en va présenter la deuxième problématique afin de connaître le défaut le plus provoquant de l'usure linéaire ; donc deux études seront menées, la première sur le défaut de la porosité entre deux paires de biocéramiques en contact linéaire). Deuxièmement, l'influence des défauts de la rugosité sur le même couple de biocéramique.

III.1. Simulation de différentes orientations de la cupule par rapport à la tête

Le comportement tribologique des prothèses de hanche découle de la biomécanique de cette articulation. Un pic de force important est présenté par un cycle normal de marche a une durée d'une seconde pendant le contact talon-sol (Figure III.1) [J. Hausselle. 2008]. Pendant la phase de balancement de la jambe, une petite séparation entre la tête et la cupule peut intervenir (Figure III.1). Cette séparation est de l'ordre du millimètre est appelée décoaptation. Lors du contact du talon avec le sol, en raison de cette décoaptation, se produit un choc entre la tête et la cupule, avec une force qui peut atteindre jusqu'à 9 fois le poids du corps et d'une durée d'une dizaine de millisecondes.

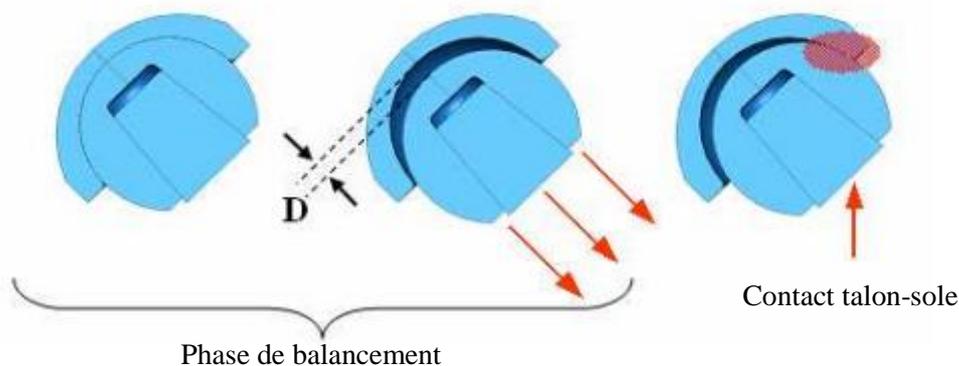


Fig.III.1 : Décoaptation pendant la phase de balancement de la jambe [D.A. Dennis. 2001, J. Hausselle. 2008].

Les tests expérimentaux ainsi que les simulations réalisés, nous ont permis de préciser le comportement d'ensembles tête-cupule en biocéramique soumis au phénomène de décoaptation. Il a été démontré que ce phénomène entraîne la formation de bandes d'usure et donc de défauts de surface suffisamment importants pour conduire à la ruine de la cupule. Le fait que ces bandes apparaissent relativement rapidement justifier de s'intéresser à ce phénomène, et ce même s'il n'apparaît qu'épisodiquement in vivo.

Les simulations théoriques de croissance des défauts ont par ailleurs ouvert des pistes quant aux paramètres pouvant influencer la durée de vie des cupules soumises à des chocs mécaniques répétés, comme par exemple leur orientation lors de l'implantation. Ainsi, cette étude originale a permis de dégager a plusieurs axes de recherches qu'il serait intéressant et même nécessaire d'approfondir [J. Hausselle. 2008].

III.1.1. Influence de l'inclinaison de la cupule

Afin d'étudier l'influence de l'inclinaison de la cupule sur la variation des contraintes de Tension, plusieurs simulations ont été menées avec des orientations de cupule de 0° , 10° , 20° , 30° , 40° , 50° , 60° , 70° , 80° , et 90° par rapport au plan horizontal (Figure. III.3).

Modèle 3D

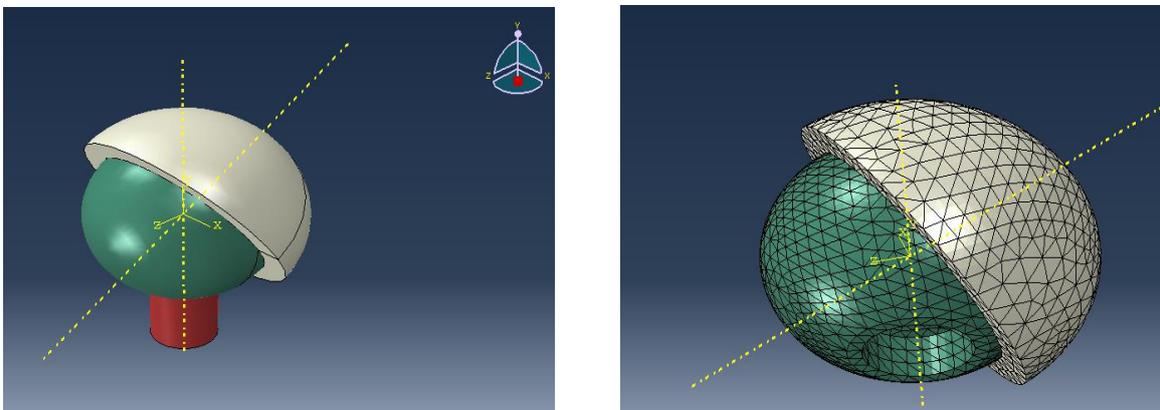


Fig.III.2 :Modele 3d maillé ; tête/cupule orientation de la cupule de 60°

III.1.2. Méthodologie Solution avec ABAQUS

Aujourd'hui, la simulation de produits est souvent réalisée par des groupes d'ingénieurs qui utilisent des outils de différents fournisseurs afin de simuler des attributs de conception variés. Ses logiciels dépendent de la méthode des éléments finis, qui est une technique de calcul numérique fondée sur la formulation variationnelle d'un problème. Il s'agit de résoudre de manière discrète des équations aux dérivées partielles, afin de trouver une solution approchée. Ceci conduit à la discrétisation du domaine physique en un maillage constitué d'éléments finis.

Ces éléments sont connectés entre eux par des nœuds, dont les déplacements constituent les inconnues du problème.

Le recours aux produits logiciels de plusieurs fournisseurs est source d'inefficacité et d'augmentation des coûts. SIMULIA propose une suite évolutive de produits d'analyse unifiés qui permettent à tous les utilisateurs, quels que soient leur savoir-faire en matière de simulation et le domaine qu'ils ciblent, de collaborer et de partager en toute transparence des données de simulation et des méthodes approuvées sans perte de fidélité des informations.

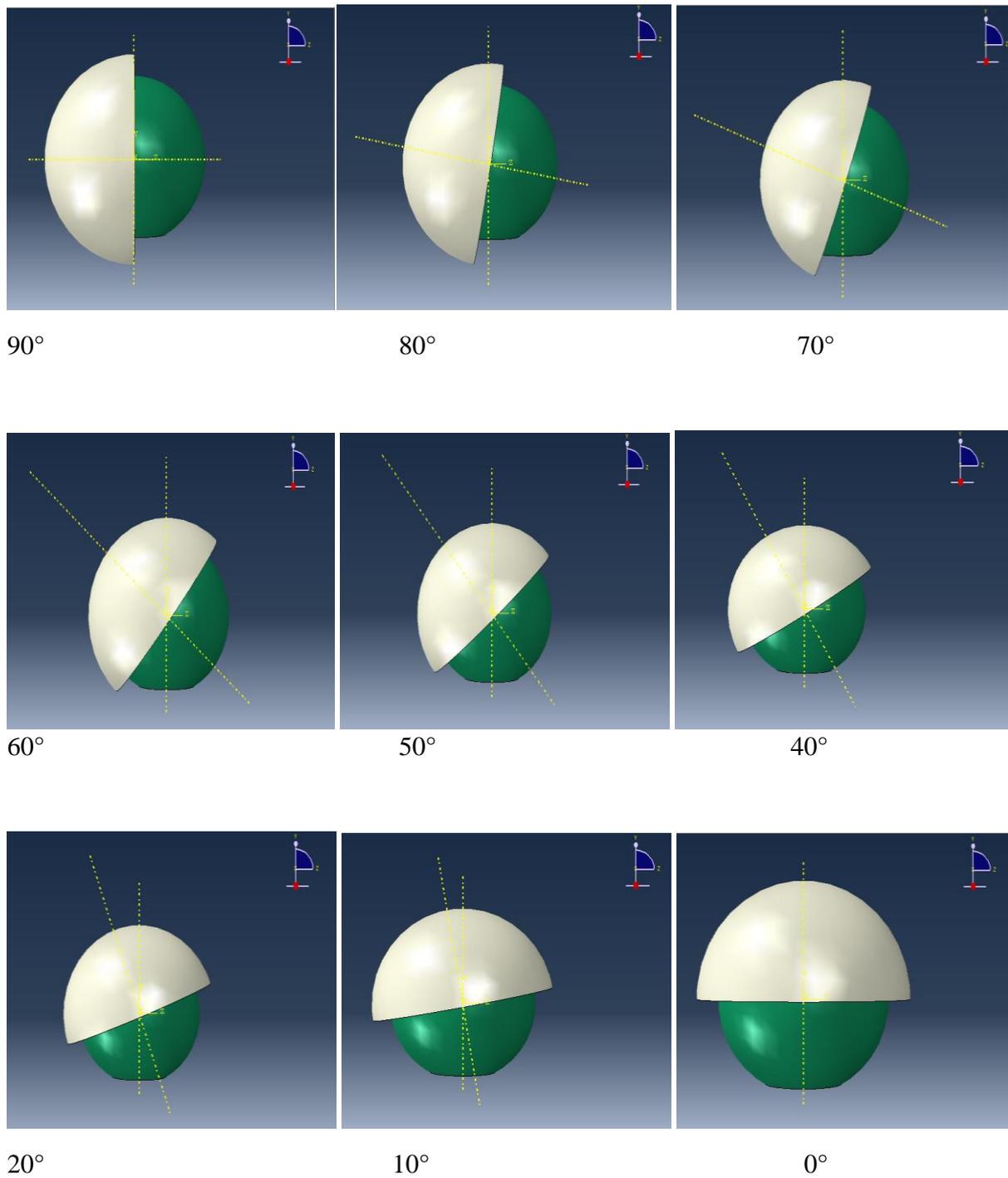
Abaqus®_ Simulia (par Dassault Systèmes®) est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluide et de piézoélectricité.

Le produit Abaqus (FEA) offre des solutions puissantes et complètes pour répondre aux problèmes d'ingénierie courants ou complexes au sein d'un large éventail d'applications industrielles. IL est la suite logicielle la plus avancée au monde d'un point de vue technologique pour :

- La modélisation, la résolution et la visualisation d'éléments finis structurels.
- Analyse linéaire et non linéaire.
- Modèles de matériaux pour les métaux, les composites, les tissus humains, le caoutchouc, les thermoplastiques, etc.
- Fracture et défaut de matériau
- Robustes fonctionnalités de contact
- Hautes performances de calcul

a) Développement des modèles

La modélisation de l'être humain nécessite une bonne connaissance anatomique du corps humain, avec des descriptions précises des différents éléments. Pour se faire, nous avons utilisé un modèle reconstruit tridimensionnelle. La géométrie utilisée pour l'ensemble tête – cupule ($\varphi_{\text{tête}} = 28 \text{ mm}$; $\varphi_{\text{cupule}} \sim 28,1 \text{ mm}$).avec un maillage tétraédrique. Le couple de biocéramiques utilisé dans cette partie d'étude est le couple, Zircone / Zircone.

b) Ensemble : tête/cupule**Fig.III.3** : Orientation de la cupule par rapport à la tête fémorale de (0° à 90°)

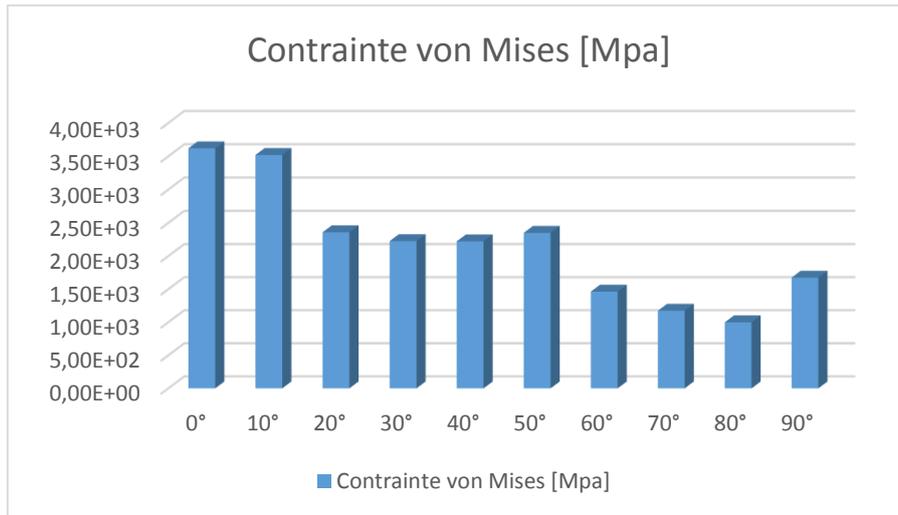


Fig. III.4 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises (tête/Cupule).

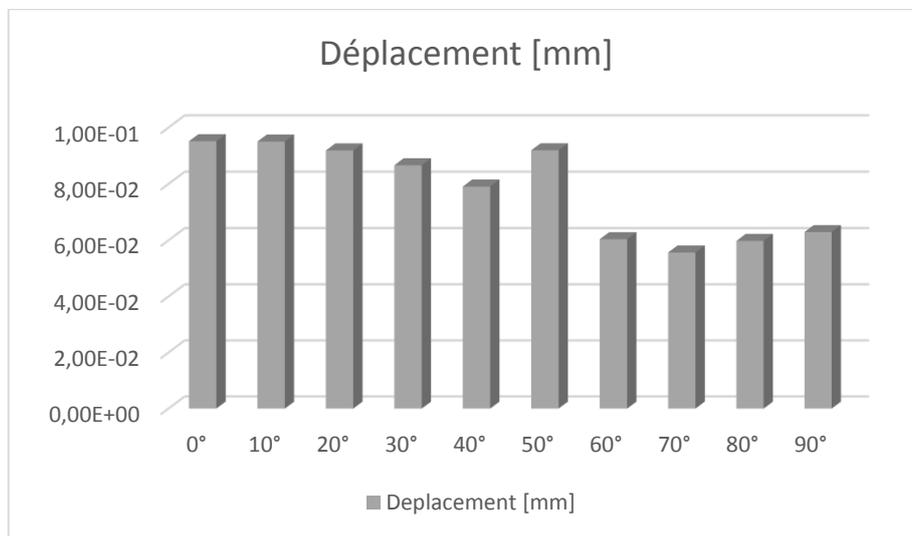


Fig. III.5 : Résultats numériques du déplacement (tête/Cupule).

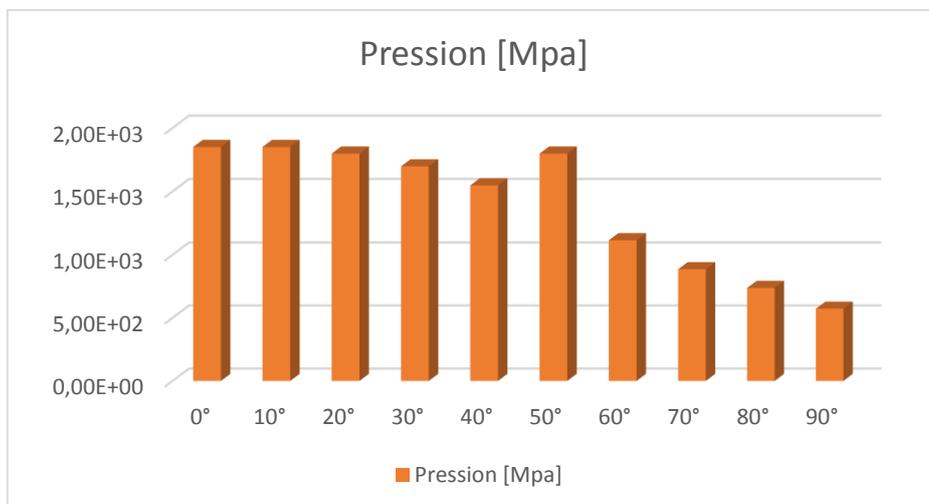


Fig. III.6 : Résultats numériques de la pression de contact (tête/Cupule).

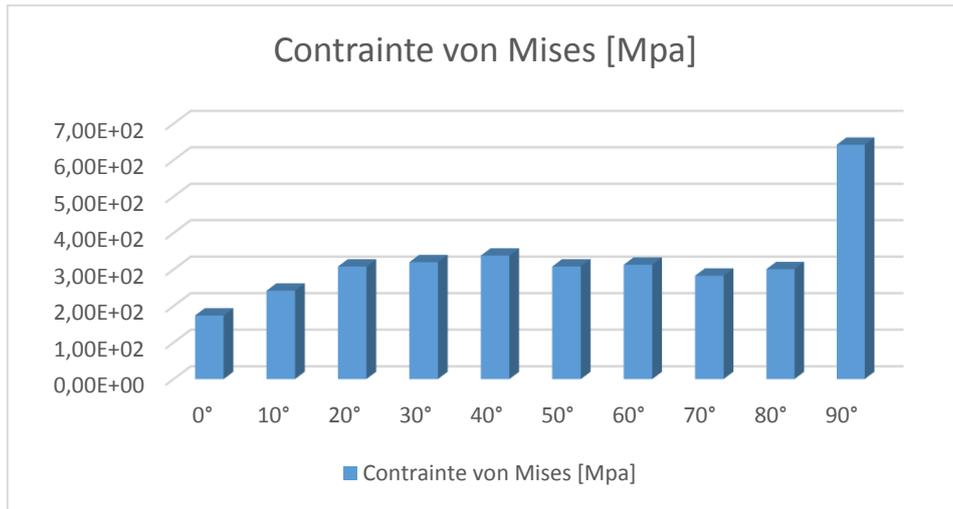


Fig. III.7 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises(Cupule).

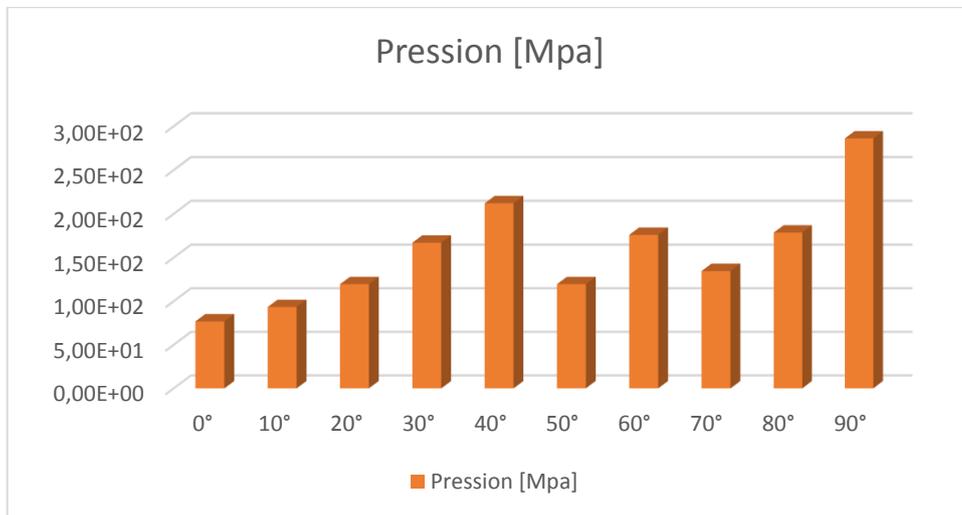


Fig. III.8 : Résultats numériques de la pression de contact(Cupule).

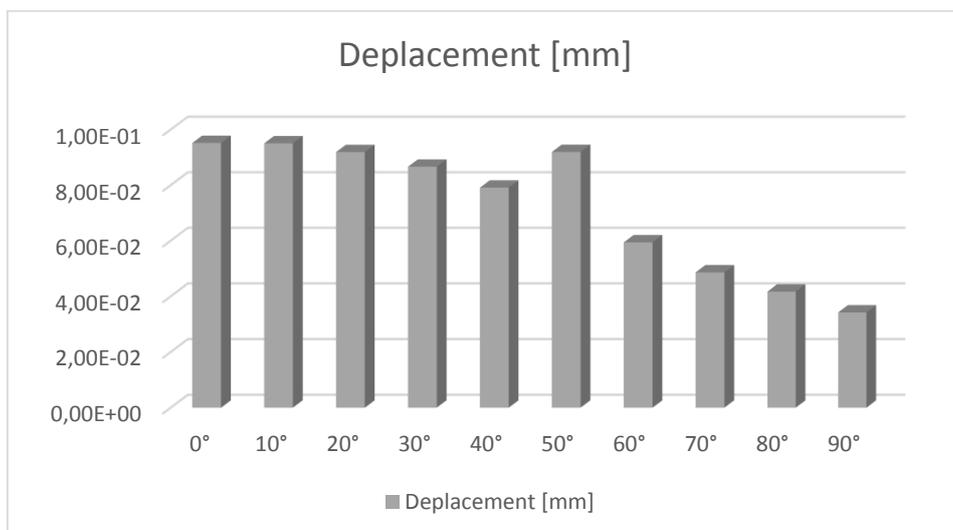


Fig. III.9 : Résultats numériques de la pression de contact(Cupule).

II.2.3. Résultats et discussion

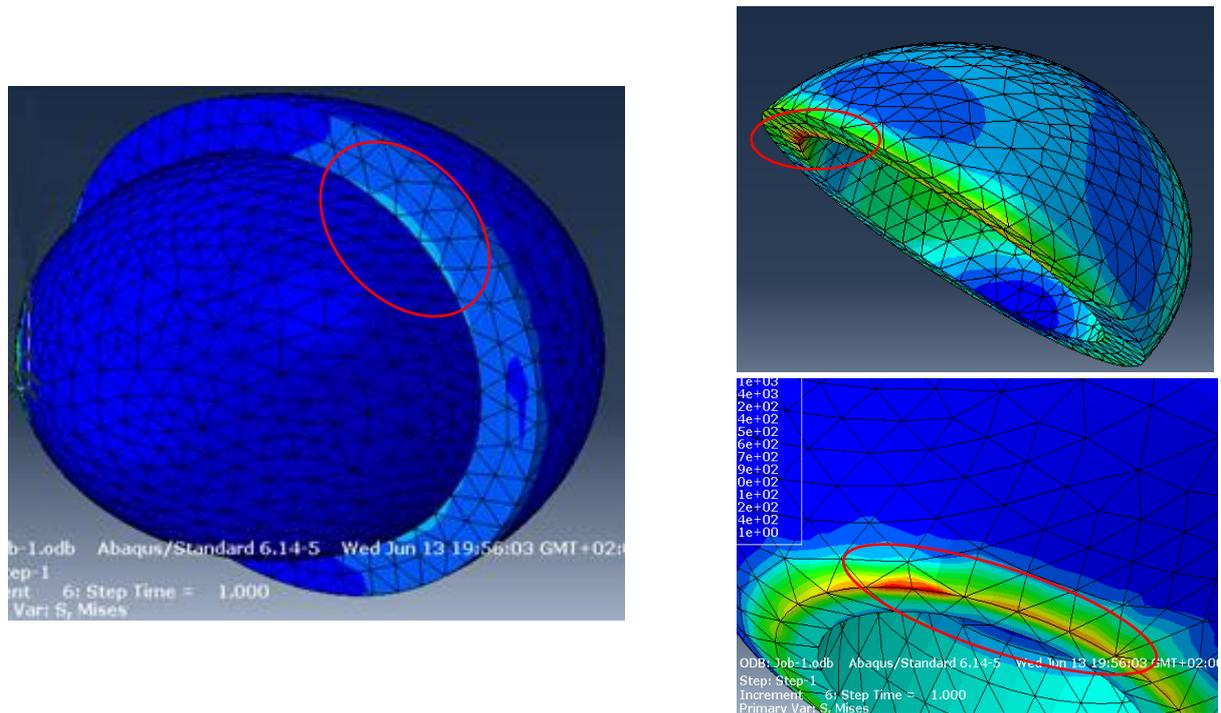


Fig.III.10 : Concentration de la contrainte maximale de Von mises sous formes de lignes
Pour orientation de la cupule de 50° : a) rotule-cupule b) cupule, c) rotule

Dans notre étude, nous sommes concentrés sur le contact entre la tête et la cupule, en raison d'extraire la cause du problème d'usure et comment faire des précautions pour l'éviter.

Dans la figure III.10, la variation des couleurs représente la bonde d'usure, et la sollicitation maximale des contraintes en rouge est sous forme linéaire.

Le contact entre la tête et la tige n'a jamais été un souci des fabricants due aux possibilités minimales d'endommager, malgré notre étude sur l'orientation de la cupule (état de marche ou balancement d la jambe) a révélé qu'il y a une luxation ou bien un contact brutale (Phénomène d'impingement), dans les angles d'orientation de la cupule 70° , 80° , et 90° .

Les graphes de l'ensemble (tête/cupule) montrent que :

- ❖ La contrainte de Von mises de l'ensemble (tête/cupule) est maximale à l'état initial (0° , et 10°), puis une diminution de la contrainte en fonction de l'orientation, sauf pour l'orientation de l'angle 50° .
- ❖ La valeur de la pression de contact est en descendance toutefois l'angle de l'orientation soit en augmentation, la relation inversement proportionnelle sauf pour le cas de l'angle 50° , qui augmente et sa valeur présente un pic avec une valeur max.
- ❖ Même, chose pour le déplacement comme la pression, un pic de rayon de contact pour le cas de l'angle d'inclinaison 50° .

Les graphes de la cupule montrent que les différents paramètres physiques calculés numériquement par le logiciel, montrent que le cas où la cupule est orientée à 40° est le plus sollicité de contraintes, ainsi la pression ; le cas de 90° est extrême.

Mais le déplacement est maximale dans le cas où la cupule est orienté par rapport à l'horizontal d'un angle de 50° .

III. 1.4. Conclusion

Dans cette partie d'étude, on a essayé de distinguer la position critique pour un porteur de prothèse de hanche totale par une dizaine de test de simulations, qui est le moyen efficace pour le fabricant de gagner le temps et l'argent .On a conclu que :

L'orientation de la cupule avec un angle de 50° est critique, à cause de sa sollicitation d'une valeur pic la plus élevée, soit pour la contrainte, ou bien la pression et le déplacement. Donc il est déconseillé au sujet portant une prothèse d'éviter le balancement de la jambe à un angle de 50° .

Phénomène d'impingement est le contact entre la cupule et la tige, qui est due à l'orientation de la cupule d'un angle supérieur à 60° (état de la monté d'escalier ou balancement d la jambe).

Les valeurs maximales du déplacement sont dans la cupule, ce qui est confirmé par le test iso ISO 7206-10-2003], que la cupule est le Mayon faible de la prothèse de hanche.

La sollicitation des contraintes en rouge est la bonde d'usure, sous forme linéaire à cause de ses différentes orientations de la cupule.

III.2. Problématique

De nombreuses études expérimentales portent sur l'identification des différents processus d'usures présentes au sein d'une prothèse totale de hanche. Les modèles numériques permettent de simuler ces différents modes d'usure afin d'évaluer les variables internes (pressions, contraintes, déplacements...) difficilement analysables à l'aide des méthodes expérimentales.

III.2.1. Hypothèses

Notre recherche bibliographique, nous a fait savoir les causes principales de l'usure linéaire sur les surfaces prothétiques (tête/cupule), ses phénomènes sont :

1. Phénomène d'impingement et stripe wear.
2. Clearance entre tête fémorale et la cupule.
3. La règle de 90 degrés et la flexion suivant diamètres de têtes fémorales.
4. Décoaptation et le "squeaking" ou grincement
5. Test iso de fatigue et rupture Test de rupture, ISO 7206-10-2003

La simulation numérique de différentes positions de la cupule a révélé qu'il y a une concentration de contraintes maximale sous forme de ligne pour changements d'orientations.

Pourquoi ?

- *Nous connaissons les raisons de l'usure linéaire, mais reste toujours pourquoi des bandes s'usent et d'autres non, pourquoi des lignes ?*

Ces questions nous appellent à traiter les couples de biomatériaux des PTH, par connaître leurs défauts de surfaces et de structures et essayé de distinguer le motif de l'usure linéaire.

- *L'objectif général de ces travaux est d'apporter une contribution à la problématique de l'analyse de l'aspect des surfaces à partir de paramètres liés à la géométrie et les structures des biocéramiques, à travers d'une modélisation de l'interaction cylindre/plan, par des approches numériques.*

La présence de défauts dans le contact entre les corps prothétiques doit être étudiée. Pour cela, on a utilisé une approche analytique et numérique basé sur les hypothèses précédentes, générée à partir des synthèses des travaux bibliographiques et simulation numérique. Notre hypothèse, contact cylindre-plan dans une prothèse de hanche est le résultat d'usure linéaire.

Deux études ont été menées, la première sur le défaut de la porosité entre deux paires de biocéramiques en contact linéaire (cylindre/plan). Deuxièmement, l'influence des défauts de la rugosité sur le même couple de biocéramique. Enfin, l'analyse des résultats issus de la théorie et de la simulation, et la comparaison pour savoir le défaut le plus grave.

III.3. Etude numérique du contact entre biomatériaux saint et avec rugosité

III.3.1. Généralité

La tribologie est un domaine pluridisciplinaire, dans lequel interviennent, bien sûr, les bases fondamentales de la mécanique, mais aussi les aspects scientifiques multiples de la science des matières. Les échelles dimensionnelles des phénomènes étudiés vont en général du mètre (caractéristique des dimensions d'une machine) à l'angström (caractéristique des interactions d'origine atomique et moléculaire). Le comportement des matériaux apparaît comme un élément essentiel, selon leur ductilité ou leur fragilité, la nature de leur contact diffère énormément, et les lois de frottement et d'usure varient aussi.

III.3.2. Etude des surfaces

La surface d'un matériau est une zone vulnérable et siège de nombreuses interactions avec son environnement. Elle conditionne, par ses caractéristiques spécifiques, les performances globales des matériaux et peut en cas de défaillances (corrosion, usure, adhésion, frottement...) impacter la fiabilité et la solidité d'un produit. La connaissance des propriétés et des états de surface d'un matériau peut permettre d'adapter vos processus de fabrication comme la mise en œuvre de procédés de traitement de surface ou de nettoyage. Il y a plusieurs types de surfaces ; Surface d'un corps ; surface géométrique ; surface spécifiée ; surface réelle ; surface mesurée.

Des surfaces réelles sont explorées par des instruments de mesure. Le degré d'approximation de la surface mesurée par rapport à la surface réelle dépend de la technique, de mesure appliquée, de la précision de l'instrument de mesure utilisé et de la nature même de la surface réelle. L'intersection de la surface réelle avec un plan perpendiculaire à la surface géométrique qui lui correspond s'appelle profil, comme indique la figure III.11.

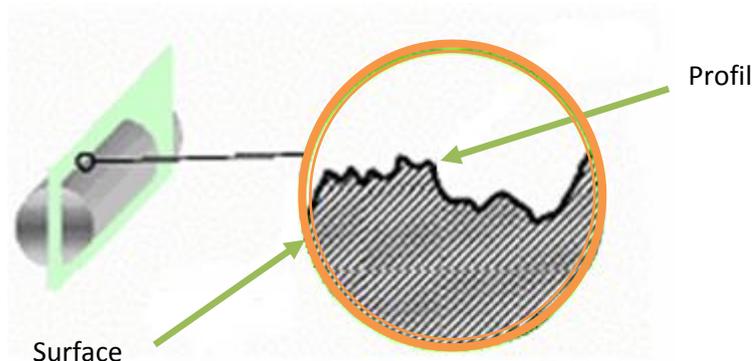


Fig. III.11: Profil d'une surface [Greenwood, J. A. & Williamson, J. B. P. 1966].

Le profil agrandi de la surface montre les défauts indiqués sur la figure III.12.

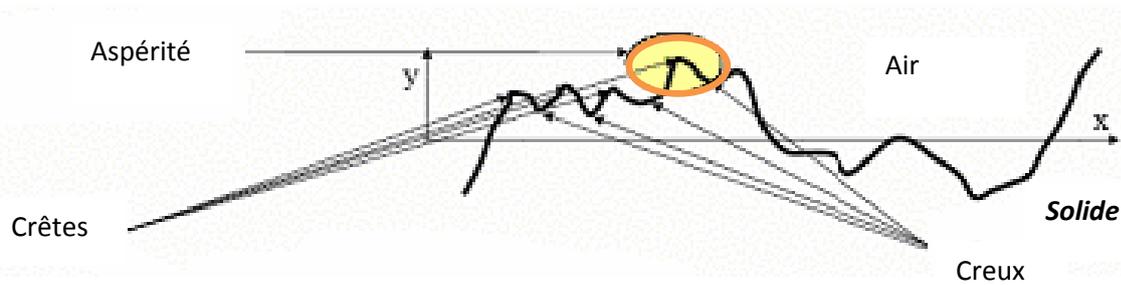


Figure III.12 : Défauts de profil d'une surface [Chang, W. R., Etsion, I., and Bogy, D. B., 1987]

III.3.3. Les ordres de défauts d'une surface géométrique

On sait que les cotes dimensionnelles des pièces sont sujettes à tolérances, mais les surfaces proprement dites sont aussi affectées par des irrégularités qui jouent un grand rôle dans le fonctionnement des mécanismes. On a classé les irrégularités selon l'échelle qu'il faut choisir pour les observer.

III.3.3.1. Défauts de forme

Les défauts de forme ou erreurs macro géométriques, dites de premier ordre, proviennent des déformations de la pièce et de la machine-outil lors de l'usinage, telles que : les défauts de planéité, cylindricité, parallélisme, perpendicularité. Les défauts de forme se rapportent à la surface géométrique, on les mesure avec les instruments de métrologie comme le pied à coulisse ou le micromètre.

III.3.3.2. Défauts d'ondulation

Les irrégularités du deuxième ordre, consistent en ondulations régulières engendrées par des vibrations de la pièce ou de la machine-outil, les ondulations sont apparentes à l'œil nu.

III.3.3.3. Rugosité (Technique de l'ingénieur, BM5 067, 2005)

A plus petite échelle, visible seulement à la loupe ou au microscope, on rencontre la rugosité. Elle résulte de stries ou sillons 3^{ème} ordre (figure I.10) défauts périodiques de pas AR voisin de 0.1 mm et une période A_w . Ces stries formées par l'avance progressive de l'outil (tournage, rabotage).

Le 4^{ème} ordre ou les aspérités se forment lors de l'arrachage de la matière par les outils.

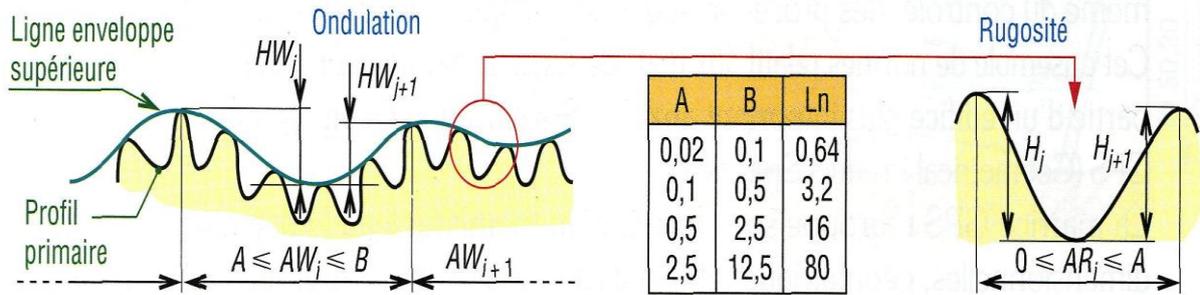


Fig.III.13 : Paramètres liés aux motifs : ondulation et rugosité. A, B et Ln (longueur d'évaluation) en mm [ISO 3274].

Le 5ième et 6ième ordre correspondent respectivement aux structures cristallines et moléculaires. Une surface réelle résulte de la superposition de la rugosité et des défauts de forme (figure III.14).

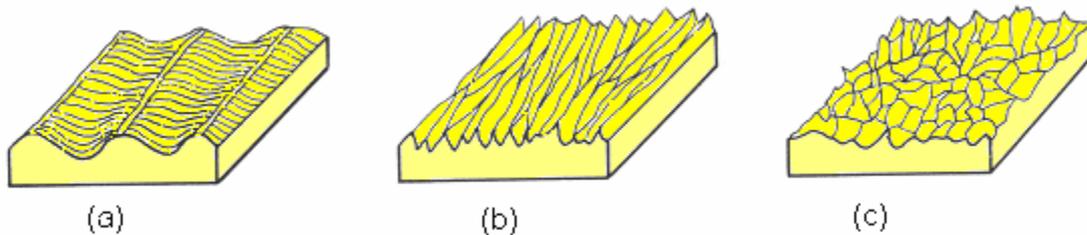


Fig.III.14 : Structure de surfaces

(a) stries régulières ;(b) stries orientées ;(c) aspérités irrégulières [Jackson, R. L., Green, I., 2005].

III.3.4. Mesure des défauts

Les défauts de forme sont facilement mesurés avec les instruments de métrologie classiques comme le micromètre ou le pied à coulisse parce que leur période en x est grande.

La période des défauts d'ondulation et de rugosité étant plus petite, un palpeur capable de les détecter doit aussi être petit. L'appareil le plus utilisé pour cette tâche est le profilographe, dont un schéma est donné à la (figure III.15). Cet appareil comprend un stylet durci (diamant), qui se déplace sur la surface à très basse vitesse (1mm/s). Le stylet est terminé par une petite pointe (≈ 0.5 micromètre de rayon), qui agit un peu comme un filtre à haute fréquence, les contours plus petits que le rayon de la pointe du palpeur n'est pas enregistré [Chang, W. R., 1987].

Le déplacement du stylet sur le profil est transformé en signal électrique par le capteur, numérisé et ensuite traité à l'aide d'un ordinateur par des techniques statistiques.

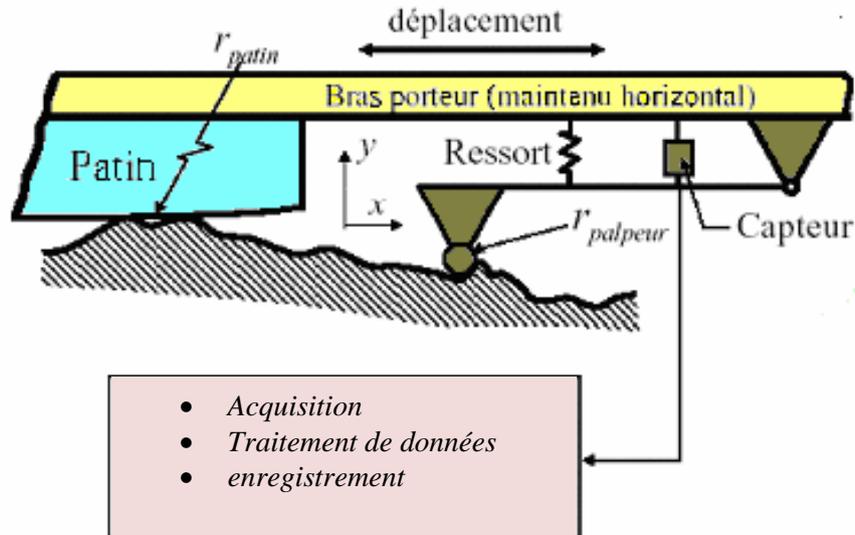


Fig.III.15 : Mesure des défauts de surface par un profilographe [Chang, W. R., 1987].

La méthode du profil par contact mécanique d'un palpeur introduit des erreurs de résolution, de distorsion et d'endommagement de la surface.

Une première limitation du profilographe provient du rayon et de la forme du palpeur, qui ne peut pas détecter des creux profonds et étroits.

III.3.5. Mesure de la rugosité

III.3.5.1. Ecart quadratique moyen du profil (R_q)

Valeur moyenne quadratique des écarts du profil par rapport à la ligne de référence des moindres carrés à l'intérieur de la longueur de base (figure III.16).

$$R_q = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (I.1)$$

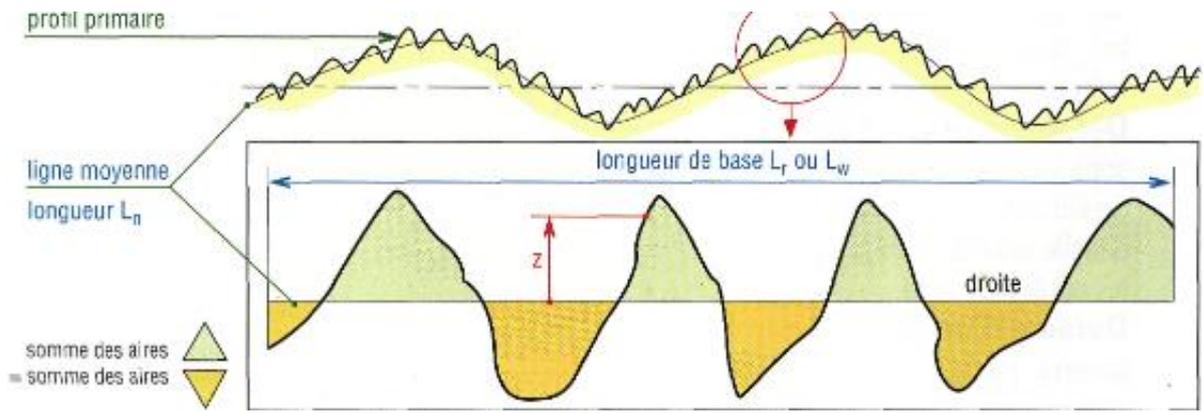
III.3.5.2. Ligne de référence arithmétique (ligne centrale)

Ligne de référence divisant le profil de telle sorte qu'à l'intérieur de la longueur de base (figure III.16). Les sommes des aires des solides et des vides compris entre celle-ci et le profil soient identiques.

III.3.5.3. Ecart arithmétique moyen du profil (R_a)

Est la moyenne arithmétique des valeurs absolues des écarts du profil par rapport à la ligne de référence arithmétique à l'intérieur de la longueur de base (figure III.16).

$$R_a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y_i| \quad (I.2)$$



Définition de la ligne moyenne (ligne des moindres carrés).

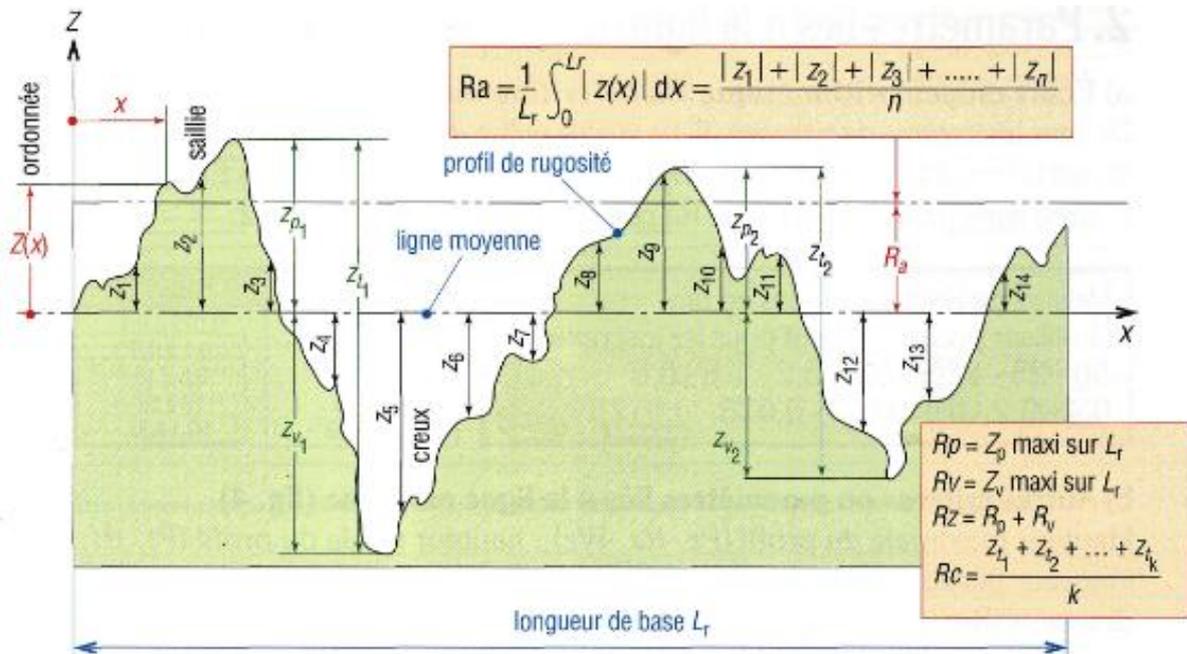


Fig.III.16 : Paramètres liés à la ligne moyenne. Écart moyen arithmétique Ra.
Lx = longueur de base (Science Maison).

Le tableau III.1 donne quelques valeurs types de rugosité Ra obtenues avec divers Procédés

Procédé de finition	Ra [µm]
Verre solidifié en flottaison sur un métal fondu	0,001
Verre et métal très finement polis	0,0015 à 0,0020
Polissage et pièces moulées	0,01 à 0,10
Meulage commercial	0,025 à 0,25
Usinage de bonne qualité	0,25 à 2,50
Surfaces laminées et tréfilées	1,0 à 10

Tab. III.1 : Valeurs types de rugosité arithmétique moyenne [Chang, W. R., 1987].

Les valeurs R_a et R_q sont très proches l'une de l'autre. Malheureusement, beaucoup d'ingénieurs ne spécifient qu'une ou l'autre de ces valeurs pour caractériser le fini de surface. Ni l'un ni l'autre de ces paramètres ne sont en réalité suffisants. En effet, plusieurs formes de profil d'allure différente peuvent avoir des valeurs R_a ou R_q très voisines. Par exemple, les profils de la figure III.16 ont la même valeur R_a et R_q , mais ils présentent un comportement totalement différent en frottement et en usure.

La figure suivante représente les six différents profils ayant les mêmes R_a et R_q selon (Limido 2008)

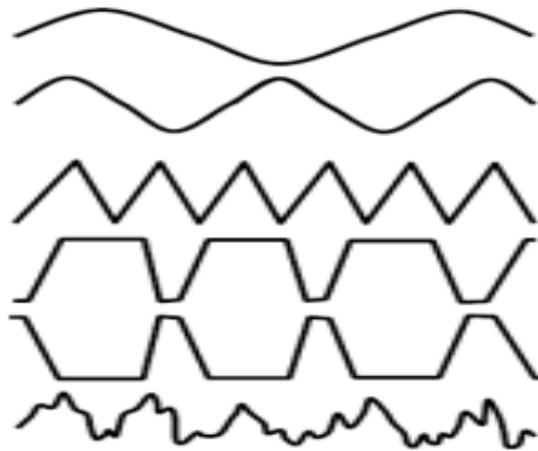


Fig.III.17 : Exemple de six profils différents ayant les mêmes R_a et R_q [Limido 2008]

R_a ou R_q , caractérisent la hauteur des irrégularités mais pas la forme, donc R_a et R_q sont insuffisants pour bien caractériser les surfaces en tribologie

III.3.6. Méthodologie Solution avec ABAQUS

L'objectif de cette partie est de représenter la simulation de deux biocéramiques en contact, cylindre sans défaut et un plan avec défaut de rugosité ont appliquant les principes de base de la MEF, par l'utilisation du code abaqus. Le but de cette étude est l'analyse numérique des paramètres physiques de ce contact (contrainte de Von mises, pression de contact, et le déplacement)

a) Modèle 3D maillé

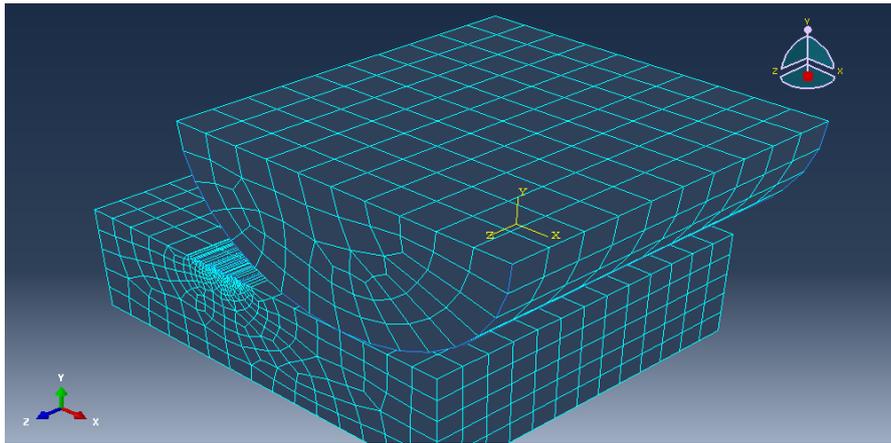
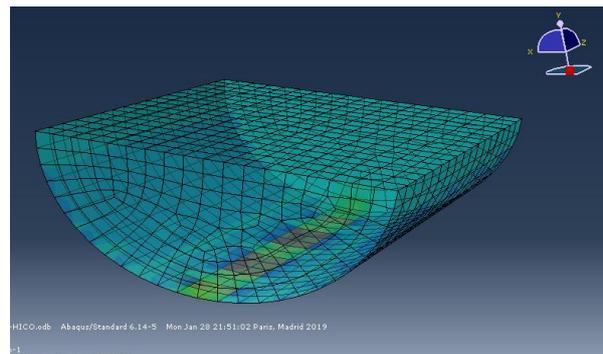
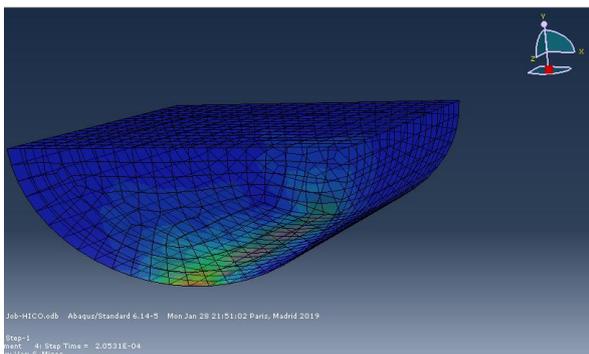
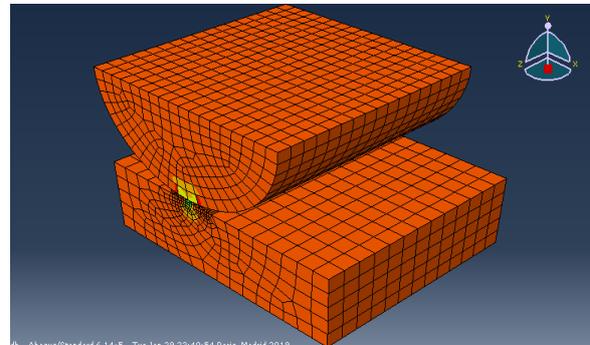
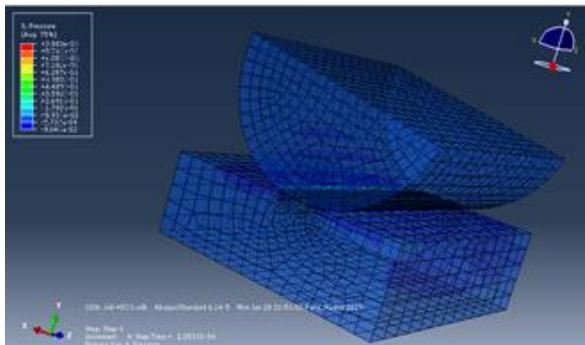


Fig.III.18 : Modèles 3D maillés (Cyl/Pl avec défauts).

Notre modèle en 3D représente l'ensemble Cylindre-plan en contact, tel qu'il a été supposé dans la problématique (Figure III.18). Le cylindre et le plan ont été partitionnés afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques, c'est-à-dire celles des défauts de surface sur le plan. Les éléments de maillage choisis pour le cylindre sont des hexaédriques, qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie pour simulation avec Abaqus, mais pour le plan avec défauts des éléments mixtes avec raffinement sur les zones critiques.

III. 3.7. Résultats et discussions



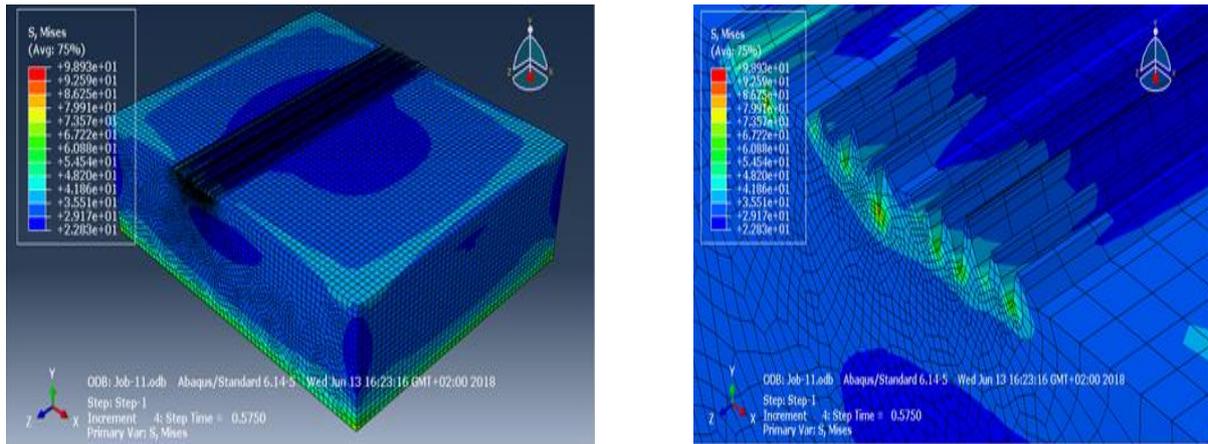


Fig. III.19 : Contrainte de Von mises (Cyl/Pl avec défauts).

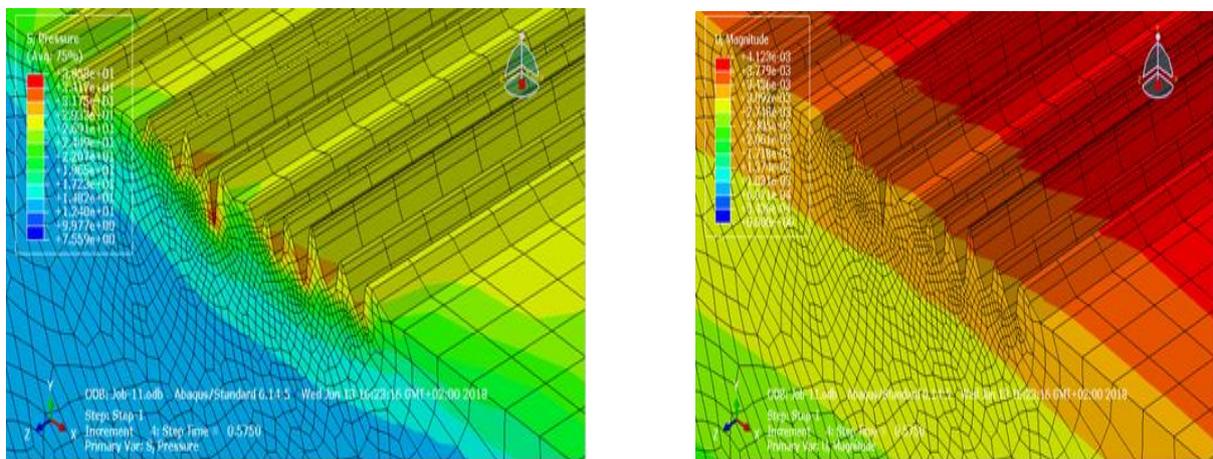


Fig. III.20 : a) Pression maximale, b) déplacement

III. 3.8. Interprétation des résultats et conclusion

La contrainte de Von mises : comme le montre la (fig. III.19) ; la valeur de la contrainte de Von mises dans tête-cupule varie a : $9,89 \text{ e}+01 \text{ N/mm}^2$

La pression entre les deux corps, comme le montre la figure (fig. III.20 a) ; la valeur de la pression de l'ensemble tête-cupule varie a : $Ph \leq 3,65 \text{ e}+01 \text{ N/mm}^2$

Le déplacement entre les deux corps, comme le montre la figure (fig. III.20 b) ; la valeur de la pression de l'ensemble tête-cupule varie a : $u \leq 4,12 \text{ e}-03 \text{ » N/mm}^2$

Les résultats obtenus de la simulation sont strictement inférieur de la limite élastique du céramique a cause de la pression utiliser, ainsi la pression de contact et le déplacement est strictement inférieur de l'ordre 0.001 mm, d'où on conclut que la force du poids appliqué sur la PTH en céramique, n'a pas de grande sollicitation de contraintes qui influent sur l'état de surface de ce dernier, mais reste a vérifier pour le long terme.

III.4. Etude numérique du contact entre biomatériau saint et poreux

Cette partie présente de manière générale à travers de nombreuses applications, les céramiques poreuses et met en avant leur caractère multifonctionnel, fortement lié à la porosité. Un état de l'art des modèles de la littérature décrivant les propriétés mécaniques des matériaux poreux est présenté. Les principaux paramètres étudiés ; la déformation, la contrainte à rupture et la pression. L'analogie du comportement endommageable des céramiques poreuses avec celles sans défauts, permet de définir les paramètres mécaniques avec une analyse numérique. [Aimad Oukhlef. 2011]

III.4.1. Les milieux poreux

Un milieu poreux est composé de petits espaces de vide ou de cavités appelés pores, séparés par une matrice solide. Ces pores peuvent être connectés ou non. Ce milieu est caractérisé par deux critères essentiels : le premier définit une propriété géométrique appelée la porosité. Celle-ci s'exprime comme le rapport du volume de tous les pores sur le volume total du matériau. Il existe deux sortes de porosité : la porosité isolée et non-percolante qui ne participe pas aux écoulements. Elle peut être caractérisée par des méthodes d'imagerie et de diffusion aux petits angles [P. T. Callaghan. 1991, J. H. Kinney. 1992, J. Baruchel. 1999]. Le second type de porosité est la porosité connectée et percolante correspond à des pores qui participent aux écoulements (il peut néanmoins exister des bras morts qui n'y participent pas).

Les applications technologiques des milieux poreux sont très nombreuses et le seront encore plus dans l'avenir avec l'augmentation des coûts de l'énergie et la prise de conscience des problèmes environnementaux. Ils jouent un rôle primordial dans les processus biologiques (végétaux, bois, peau humaine, cartilage, os, ...), naturels (sols, roches poreuses...) et dans de multiples applications industrielles (bétons, poudres, mousse métallique, céramique poreuse, ciment, tissu, ...) (figure. III.21) [F. A. L. Dullien. 1992, Z. E. Heinemann. 2003, P. M. Adler 2003, A. E. Scheidegger. 1974, J. R. Philip 1974, K. Vafai. 2005].

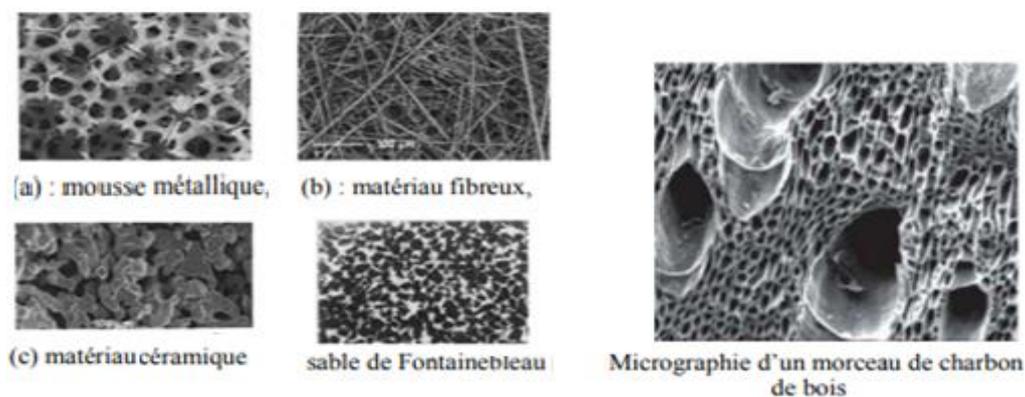


Fig.III.21. Exemples de milieux poreux [Aimad Oukhlef. 2011].

III.4.2. La porosité

La porosité d'un matériau est définie par la taille et la géométrie des pores, leurs interconnexions et leurs accessibilités [Mourad A, 2007].

La porosité, par définition, est l'ensemble du volume des vides sur le volume total du matériau.

Mathématiquement et physiquement, cette définition revient à l'équation(1) :

$$\varepsilon_{tot} = \frac{V_t - V_s}{V_t} \quad (1)$$

Avec :

ε_{tot} : porosité totale ; V_t : volume total du materiu (m^3) ; V_s : *volume des solides*(m^3)

Une structure poreuse peut être :

- Fermée, lorsque les pores ne sont pas reliés entre eux(exemple: le verre cellulaire).
- Ouverte, lorsque les pores sont reliés entre eux (exemples : brique, béton) et forment des canaux très fins [Hamouda Jaffel. 2006, Eduterre.ens].

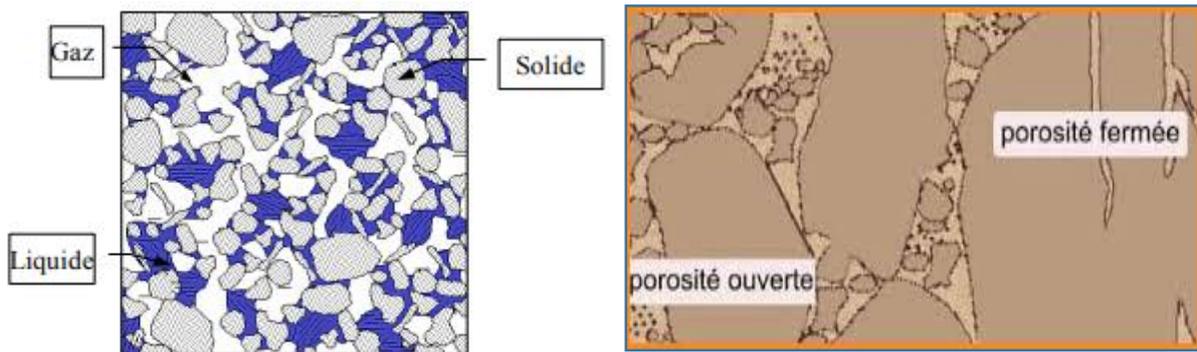


Fig.III.22 : Exemple de structure poreuse (coupe 2D).

Lorsque la structure est ouverte, elle permet :

-L'absorption d'eau : les canaux se comportent comme des tube capillaires ; on parle de matériaux capillaires.

-La progression de la vapeur d'eau ; on parle de matériaux perméables à la vapeur d'eau.

Le passage de l'air : on parle de matériaux perméables à l'air.

-La plupart des propriétés macroscopique d'un matériau poreux (résistances, mécanique, isolation thermique ou phonique) sont gouvernées par le nombre, la taille et la forme des pores ainsi que leur connectivité.

Le tableau suivant représente la classification des pores en fonction de leur taille [Félix Balima. 2012]

<i>Diamètre des pores</i>	<i>Classes</i>
< 2 nm	Microporosité
De 2 à 50 nm	Mésoporosité
> 50 nm	Macroporosité

Tableau III.2 : Classification de la porosité.

Une subdivision arbitraire peut être rajoutée pour faciliter la description, en suivant l'exemple de Beck (Figure 1 ; Beck, 2006)

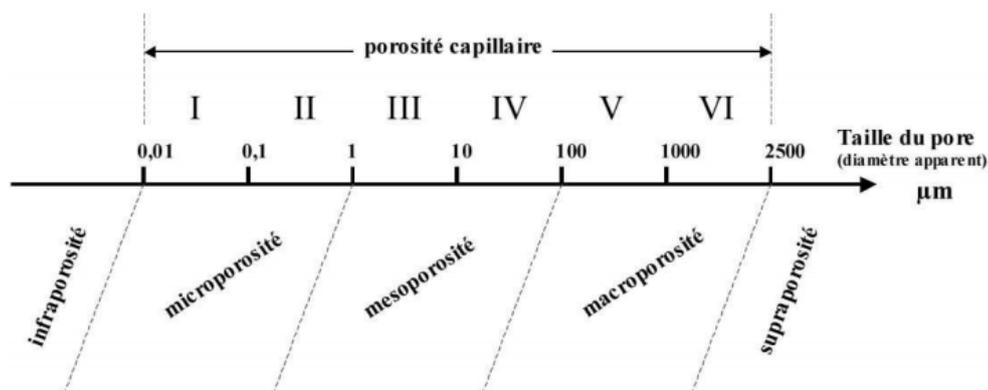


Fig.III.23 : Classification de la porosité à partir de la taille des pores (Beck, 2006)

III.4.3. Caractérisation des milieux poreux

Différentes techniques expérimentales permettent de caractériser la structure poreuse. On peut distinguer deux catégories de mesure : la première est intrusive (ou invasive), et n'est sensible qu'aux pores connectés et percolant du matériau ; elle consiste à faire pénétrer un fluide (liquide ou gaz) sous pression. Une simple mesure de la quantité de fluide introduite dans le milieu poreux permet de déduire le volume poreux connecté et d'en déduire la porosité effective.

Les plus connues sont le porosimètre au mercure et l'adsorption isotherme. L'usage du mercure est délicat à cause de la toxicité de ses vapeurs et le phénomène de condensation capillaire qui intervient dans l'adsorption isotherme demande généralement beaucoup de temps.

La deuxième catégorie de caractérisation correspond aux méthodes non intrusives (non invasives), basées sur la diffusion aux petits angles utilisant soit un rayonnement de neutrons, soit des rayons X. Elles permettent une analyse des propriétés microstructurales des milieux poreux. On trouve enfin des méthodes stéréologiques qui sont destructives tels que la distribution des cordes ou encore des méthodes d'imagerie qui s'intéressent surtout à la morphologie du milieu poreux et qui utilisent les techniques de microscopie (microscopie

optique classique, à force atomique (AFM), électronique à balayage (MEB) et électronique à transmission (MET)).

Le tableau suivant résume ces techniques expérimentales visant à la caractérisation géométrique des milieux poreux ainsi que leurs échelles d'application [S. Rodts, 2001],

<i>Technique</i>	<i>Echelles sondées</i>	<i>Information physique mesurée</i>
Pycnomètre à l'hélium Prosimètre par pesée	0,1 nm → mm	densité de la matrice solide porosité
Prosimètre au mercure	10 nm → 300 μm	diamètre d'entrée de pores
Sorption gazeuse	1 nm → 100 nm	surface spécifique tailles de pores
Cryo orométrie	0,1 nm → 100 nm	tailles de pores
Diffusion de rayonnement	0,1 nm → 100 nm en RX	corrélations volume-volume à deux points
RMN	0,1 nm → 1 μm	tailles de pores
	10 μm → 100 μm	forme et connectivité des pores, tortuosité
Analyse image 2D	0,1 nm → mm selon le <i>μ-scope</i>	Stéréologie
Imagerie 3D (IRM, tomoX)	>1-10 μm	géométrie 3D

Tab.III.3. Principales techniques de caractérisation géométrique des milieux poreux et leurs échelles d'application [S. Rodts, 2001].

III.4.4. Les matériaux céramiques poreux

Les matériaux céramiques poreux comprennent au moins deux phases : une phase céramique (solide) et une autre poreuse remplie de gaz. La teneur en gaz des pores s'adapte généralement à l'environnement puisqu'un échange est possible à travers les canaux des pores. Les pores fermés peuvent contenir une composition de gaz indépendante de l'environnement. Le matériau céramique (matrice) peut être monophasé ou, comme c'est souvent le cas, polyphasé (par exemple, une ou plusieurs phases cristallines et une phase vitreuse).

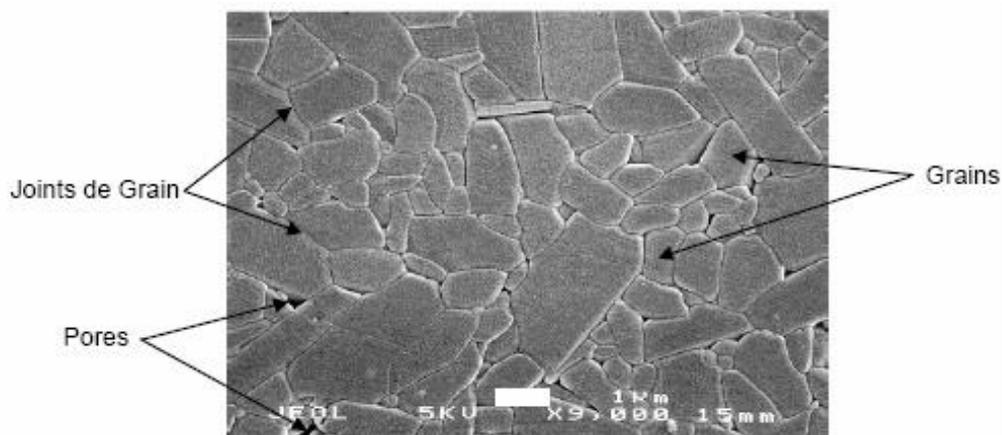


Figure. III.24 : Microstructure typique d'une surface céramique polie qui illustre les grains monocristallins, joints de grains et pores [Aydi A.2005].

III.4.5. Les caractérisées des céramiques poreuses

La technique d'utilisation de la plupart des céramiques est sous forme totalement dense, mais la céramique poreuse peut également s'avérer utile ; car elle est utilisée comme filtre, isolant, capteur et réfractaire, etc. Toutes les applications dans lesquelles sa porosité lui confère une meilleure résistance aux chocs thermiques. Elle peut être produite sous différentes formes, notamment de mousse ou de structure alvéolaire.

Les matériaux généralement produits sous forme poreuse comprennent les oxydes tels que l'alumine et la zircone ainsi que les carbures et les nitrures.

La faible densité et la bonne résistance de la céramique poreuse permettent de l'utiliser comme substituts légers dans les applications structurales.

Les céramiques à forte porosité (supérieure à 30 vol%) sont utilisées dans une très large gamme d'applications industrielles : matériaux de construction, membranes de filtration, substituts osseux, matériaux pour la production d'énergie... Leur comportement mécanique, et notamment à la rupture, est souvent peu connu en comparaison aux céramiques denses d'une part et aux matériaux poreux à base de polymère ou de métal d'autre part. Ces matériaux doivent cependant supporter des sollicitations mécaniques complexes en usage.

Les caractéristiques du produit comprennent

- Bonne résistance aux chocs thermique
- Faibles densité et conductivité thermique
- Bonne résistance mécanique
- Bonne résistance chimique

III.4.6. Méthodologie Solution avec ABAQUS de la porosité

L'objectif de cette partie est représenté et applique les principes de base de la MEF, en utilisant le code abaqus. Le but de cette simulation est, l'analyse numérique du contact cylindre/plan.

Nous avons choisi pour notre étude un couple de céramiques demi cylindre en contact avec un plan (avec porosité).

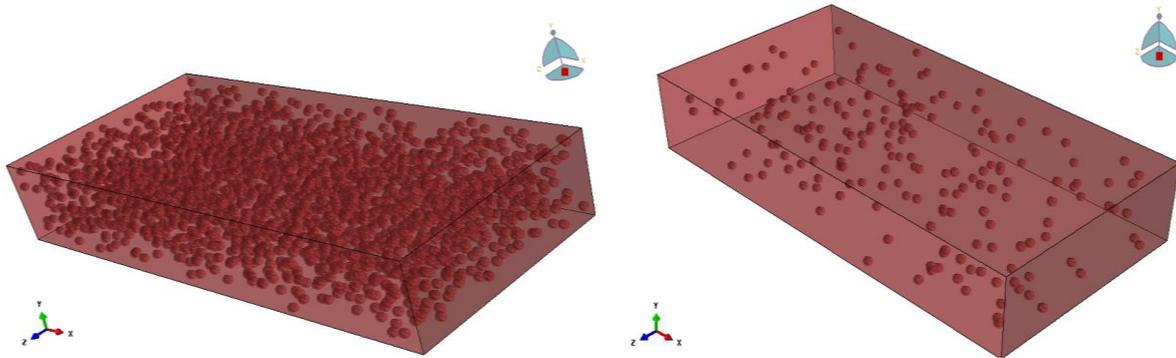


Figure III.25 : la géométrie de modèles Parallélogramme poreux 3D.

La figure III.24, représente un biocéramique sous forme d'un Parallélogramme poreux, avec une fraction volumique variable selon un programme python.

L'inconvénient de calcul numérique pour ce genre de système en 3D est le grand nombre d'éléments de maillage ce qui rend la simulation difficile.

a) Géométrie du modèle

La figure III.25 représente le modèle 3D maillé de deux corps, demi cylindre et un plan (Parallélogramme poreux) en contact linéaire. La géométrie choisie pour notre modèle est 14mm soit pour les dimensions du Parallélogramme poreux ou diamètre du cylindre, le type de maillage est mixte tétra et hexaédrique.

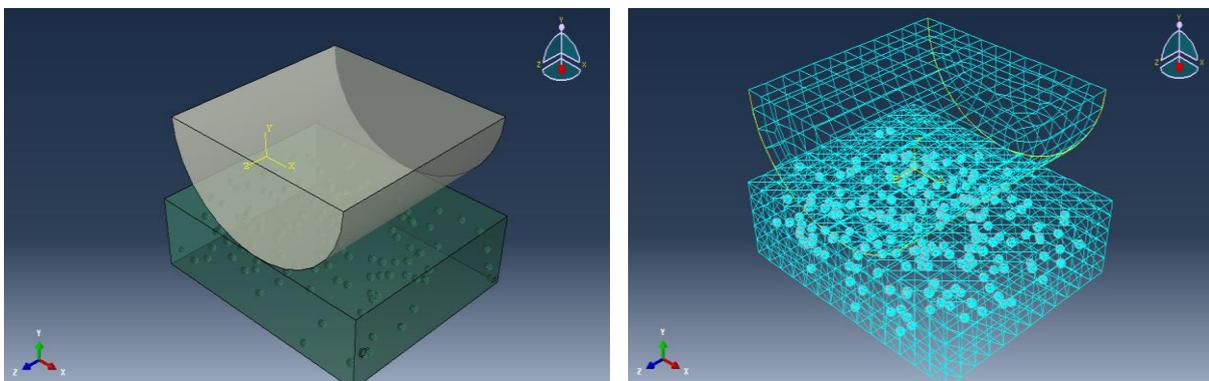


Fig. III.26 : la géométrie de modèle en contact (Cyl/Pl poreux) 3D.

III. 4.7. Résultats et discussions

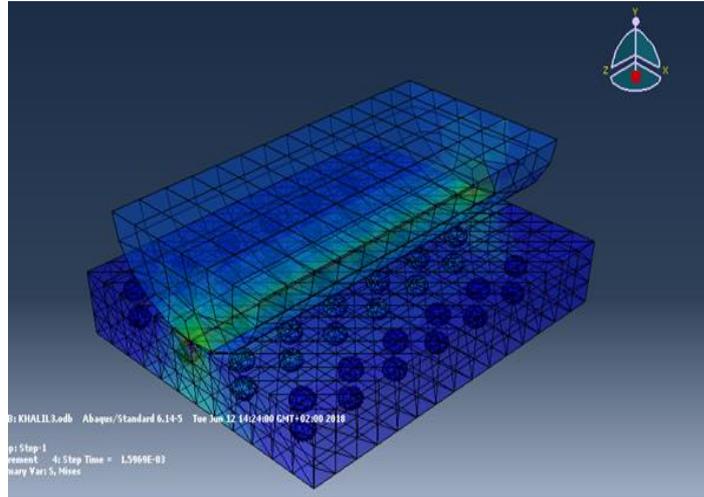


Fig. III.27 : Contrainte de Von mises de l'ensemble cylindre saint et plan avec défauts

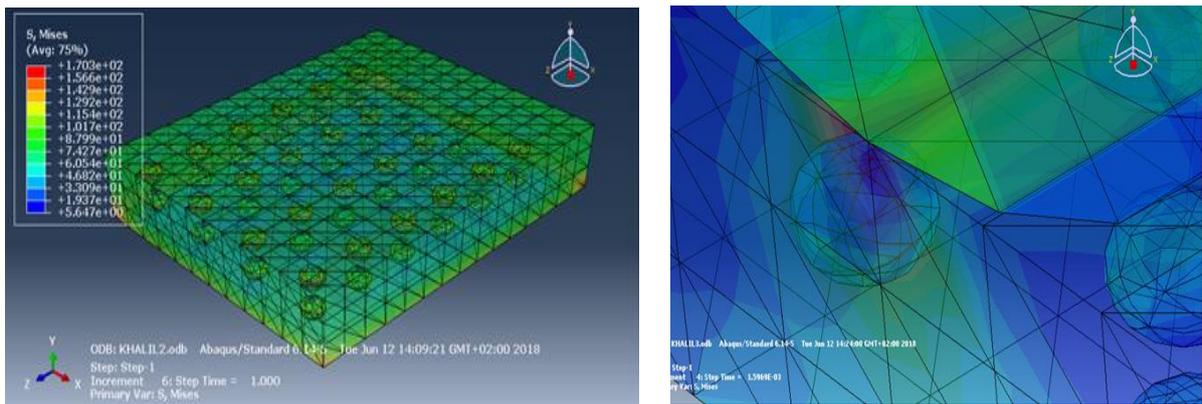


Fig. III.28 : Contrainte de Von mises

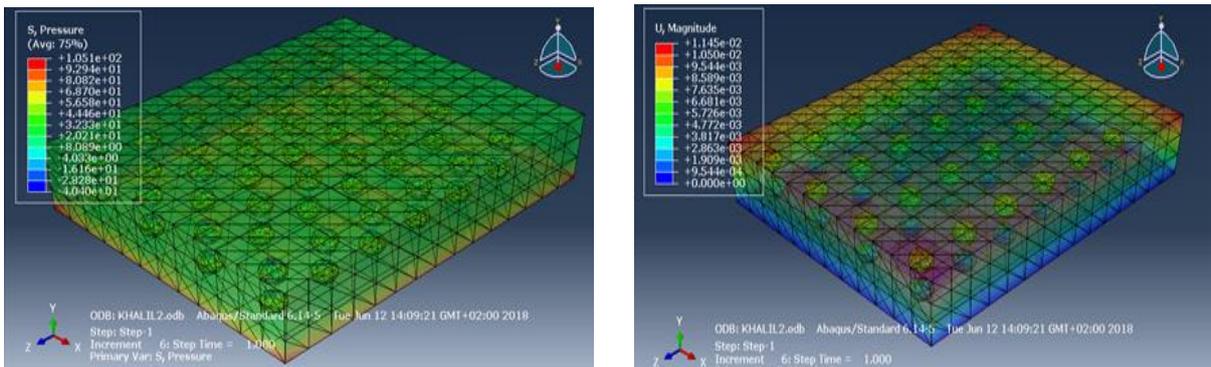


Fig. III.29 : Pression maximale et déplacement

III.9. Interprétation des résultats et conclusion

La contrainte de Von mises : comme le montre les (fig. III.26 ; III.27) la valeur de la contrainte de Von mises dans tête-cupule varie a : $1,70 \text{ e}+02 \text{ N/mm}^2$

La pression entre les deux corps, comme le montre la figure (fig. III.28) ; la valeur de la pression de l'ensemble tête-cupule varie jusqu'à atteindre la valeur maximale : $P_h \leq 1,05 \text{ e}+02 \text{ N/mm}^2$

Le déplacement entre les deux corps, comme le montre la figure (fig. IV.9) ; sa valeur maximale se concentre aux niveaux des pores (défauts proche de la surface du contact), a une valeur maximale : $u \leq 1,14 \text{ e-}02 \text{ » mm}$

Les valeurs des résultats obtenus de la simulation, surtout seule de la contrainte de Von mises sont strictement inférieure à la valeur de la limite élastique du céramique utiliser. Le déplacement est strictement inférieur de l'ordre 0.01 mm, mais avec risque de propagation de fissure à cause de concentration de contraintes aux primaires des défauts de matériaux.

Conclusion

L'objectif de cette partie du travail est d'évaluer la pression de contact dans le couple de céramique utilisée dans le corps humain, a deux corps, saint et avec défauts de rugosité ensuite de porosité. Ceci permettra de faire le bon choix d'analyse afin de déterminer le défaut le plus provoquant de l'usure due à cette pression.

Il faut noter aussi la présence de défauts dans le corps plan, ces défauts représentent : La rugosité sous forme d'aspérité .La porosité qui peut exister dans les matériaux utilisées sous forme sphérique pour simplifier les calculs.

Les simulations révèlent que la pression de contact est supérieure dans le cas de défauts de porosité. On remarque aussi que les résultats des simulations sont en accord avec les valeurs obtenue avec la relation analytique (valeur de la limite élastique) de la céramique.

La température et le temps de palier du frittage ont des effets très importants sur la microstructure et les propriétés des céramiques,

La porosité est un facteur qui fragilise les échantillons frittés, Plus les pores rapprochent de la surface de contact, le risque d'usure augmente.

Chapitre IV

Simulations du Contact entre Biocéramiques saines et avec défauts

Chapitre 4 : Modélisation par éléments finis et simulations du contact entre céramiques saines et avec défauts

Dans ce chapitre, l'effet de la présence de défauts dans le contact entre deux corps a été étudié. Pour cela, le contact cylindre / plan a été traité en utilisant une approche analytique et numérique. Les résultats de la théorie d'Hertz et de la méthode des éléments finis (FEM) ont été comparés. Deux études ont été menées, la première entre deux paires de biomatériaux avec et sans défauts. Deuxièmement, l'influence de la forme des défauts et de leur distribution dans le matériau a été élaborée. Enfin, l'analyse des résultats issus de la théorie et de la simulation est présentée pour prédire les possibles erreurs qui peuvent survenir en appliquant la formule analytique.

Nous développons la mise en place des modèles éléments finis sous SolidWorks, ensuite une étude numérique avec un logiciel de simulation

IV.1. COMSOL Multiphasiques

IV.1.1.Introduction

La simulation numérique est devenue un élément essentiel de la science et de l'ingénierie. L'analyse numérique des composants, en particulier, est importante lors du développement de nouveaux produits ou de l'optimisation des conceptions. Aujourd'hui, un large éventail d'options de simulation est disponible. Les chercheurs utilisent tout, des langages de programmation de base aux divers packages de haut niveau mettant en œuvre des méthodes avancées. Bien que chacune de ces techniques possède ses propres attributs, elles partagent toutes une préoccupation commune : pouvons-nous compter sur les résultats ?

Lorsqu'on examine ce qui rend les logiciels fiables, il est utile de se rappeler l'objectif suivant : nous voulons un modèle qui décrit avec précision ce qui se passe dans le monde réel. Un environnement de simulation numérique* est simplement une traduction des lois physiques du monde réel dans leur forme virtuelle. L'ampleur de la simplification du processus de traduction permet de déterminer la précision du modèle obtenu.

L'idéal serait alors de disposer d'un environnement de simulation incluant la possibilité d'ajouter n'importe quel effet physique à notre modèle. C'est ce que COMSOL propose. C'est une plateforme flexible qui permet même aux utilisateurs novices de modéliser tous les aspects physiques pertinents de leurs conceptions. Les utilisateurs avancés peuvent aller plus loin et

utiliser leurs connaissances pour développer des solutions personnalisées, applicables à leurs circonstances uniques. Avec ce type d'environnement de modélisation complet, COMSOL nous donne la confiance nécessaire pour construire le modèle souhaité avec une précision réelle.

IV.1.2.A propos de COMSOL [Introduction to Comsol Multiphysics]

COMSOL est un fournisseur mondial de logiciel de simulation pour la conception et la recherche au sein des entreprises, des laboratoires de recherche et des universités, au travers d'une vingtaine de filiales et d'un réseau de distribution mondial. Ses produits phare, COMSOL Multiphysics® et COMSOL Server™, sont des environnements de simulation de tout système physique, de construction et de distribution d'applications. L'un de ses points forts réside dans le couplage (multiphysique) entre tous les phénomènes en jeu. Des modules complémentaires étendent les possibilités de simulation pour des applications plus pointues en électromagnétisme, mécanique, thermique, fluide et chimie. L'intégration de COMSOL Multiphysics® avec les principaux logiciels de calcul et de CAO est assurée par des interfaces dédiées. Les experts en simulation utilisent le produit COMSOL Server™ pour déployer leurs applications à leurs collègues, aux autres départements, les laboratoires de tests et leurs clients à travers le monde.

IV.2. Défauts de Rugosité

IV.2.1. Développement du modèle

La modélisation est une étape importante dans toute simulation numérique, elle permet, de définir les caractéristiques géométriques et physiques du problème étudié, ainsi de proposer un modèle simplifié plus proche de la réalité.

Pour notre étude nous avons choisi trois modèles de contact entre corps saint et avec défaut de rugosité, traité sous un logiciel de DAO, SolidWorks. (**Réf**), Cette conception offre une solution pour l'analyse de pressions agissantes sur le contact des biomatériaux et une réponse rapide à toutes les fonctionnalités du système.

La géométrie est réalisée avec un outil de CAO 2D comme SolidWorks ou bien directement faite sur Comsol avec ses propres outils de dessin. Les matériaux sont affectés au modèle avec un simple clic, Comsol possède une large base de données des matériaux dans tous les domaines de la physique, avec une autre possibilité de créer notre propre matériau suivant la physique étudiée.

Comme Comsol est un outil multiphysique de modélisation, le type d'étude doit correspondre aux choix des matériaux et conditions aux limites. Notre cas d'étude est choisi correspondant au cas du contact entre deux corps solide. Un déplacement est imposé sur la partie supérieure de

la pièce plane tandis que la pièce avec défauts elliptique est maintenue fixe sans degré de liberté.

L'outil offre plusieurs possibilités de maillage libre ou structuré avec des degrés de raffinement.

L'utilisateur peut choisir entre ces possibilités.

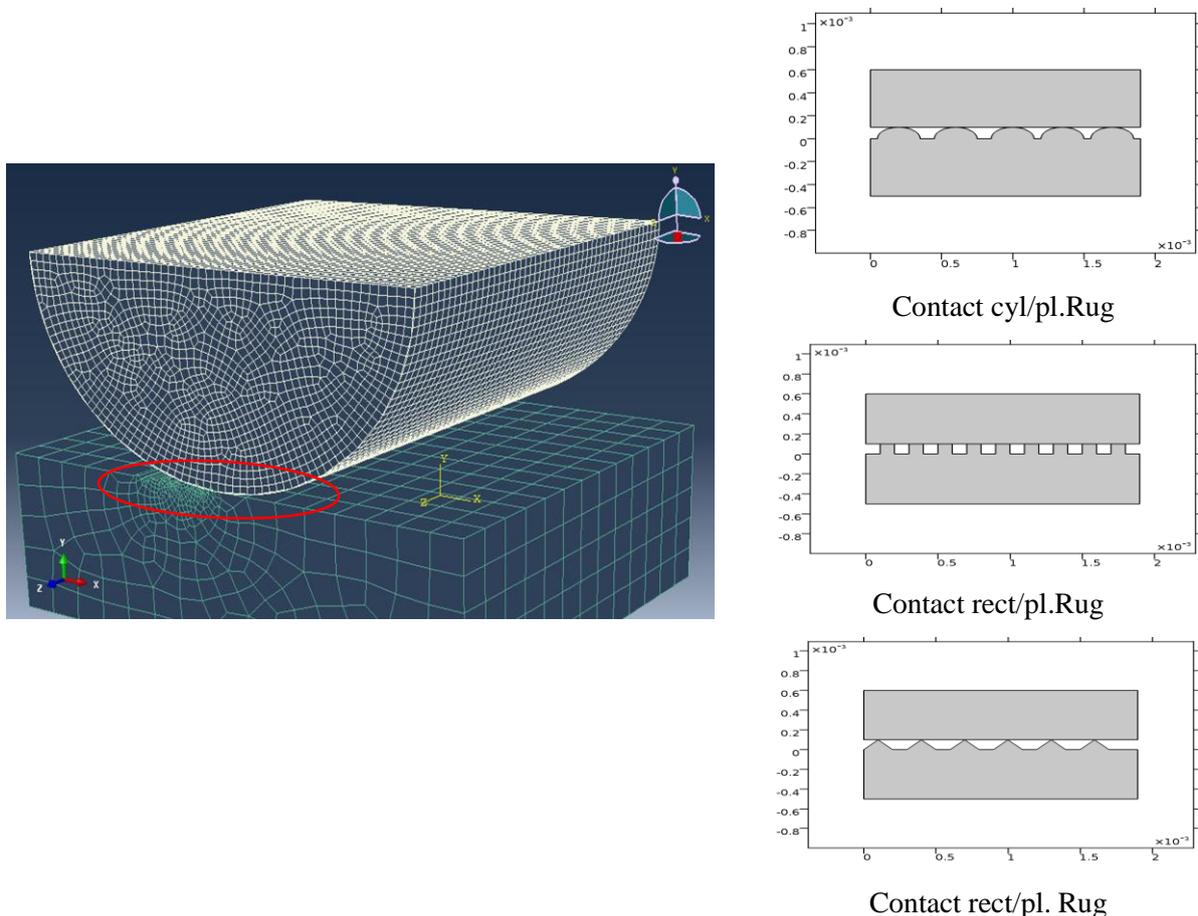


Fig. IV.1 : Différents modèles 2D du contact linéaire entre deux corps saints et avec rugosité

IV.2.2. Résultats de la simulation du contact entre deux corps saints et avec défauts

Notre modèle en 2D représente un contact linéaire entre de corps saints et avec défauts de l'ensemble, « Cylindre / Plan » du couple de biomatériaux Zircane /Zircane.

Les éléments de maillage choisis sont des triangulaires, qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie d'assemblage non uniforme pour simulation avec le logiciel Comsol.

IV.2.3. Cas de biocéramique de la zircane

IV.2.3.1. Avec défauts sous forme d'ellipse

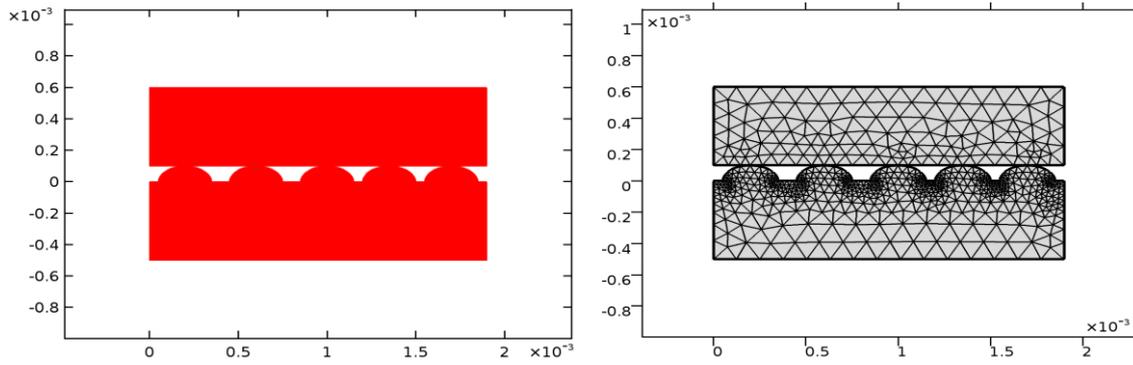


Fig.IV.2 : modèle en Zirconie 2D maillé (défauts sous forme d'ellipse)

✚ Les résultats de la contrainte de Von-mises

La figure si dessous représente la variation de la contrainte de Von mises, en code couleur

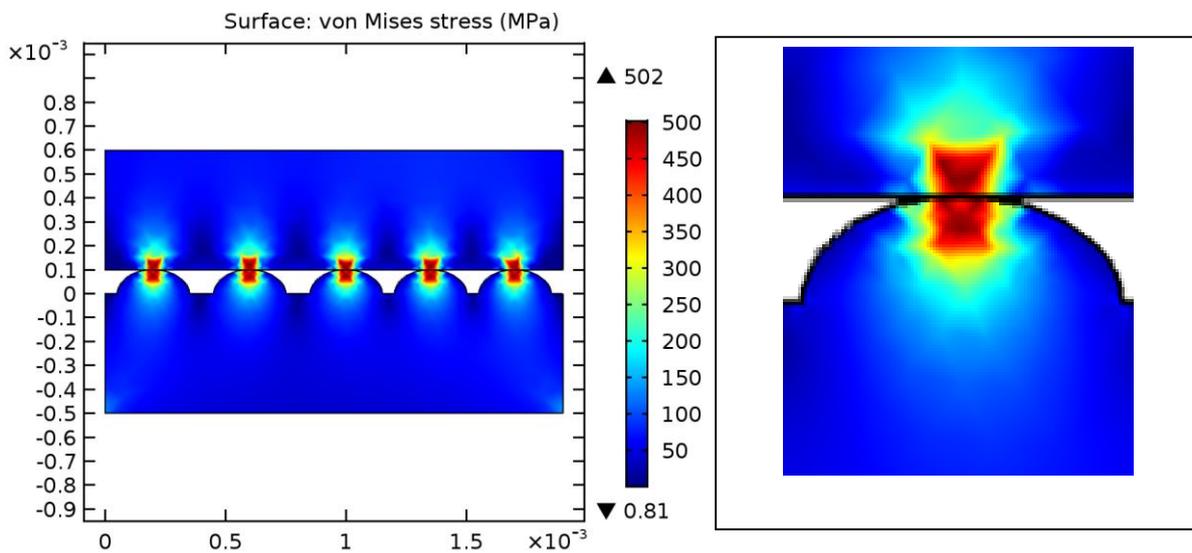


Fig.IV.3 : Contraintes de Von-mises du modèle en Zirconie (défauts sous forme d'ellipse)

IV.2.3.2. Avec défauts sous forme rectangle

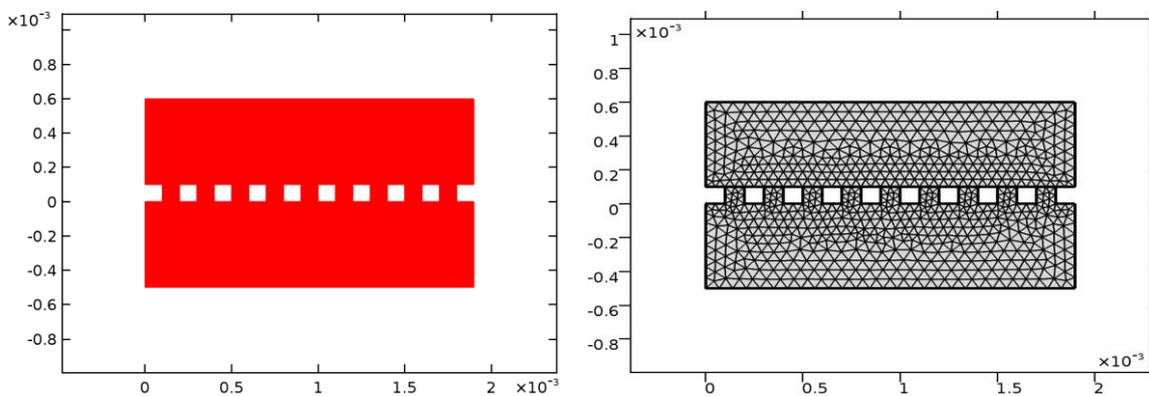


Fig.IV.4 : Modèle en Zirconie 2D maillé (défauts sous forme rectangle).

✚ Les résultats de contrainte de Von-mises :

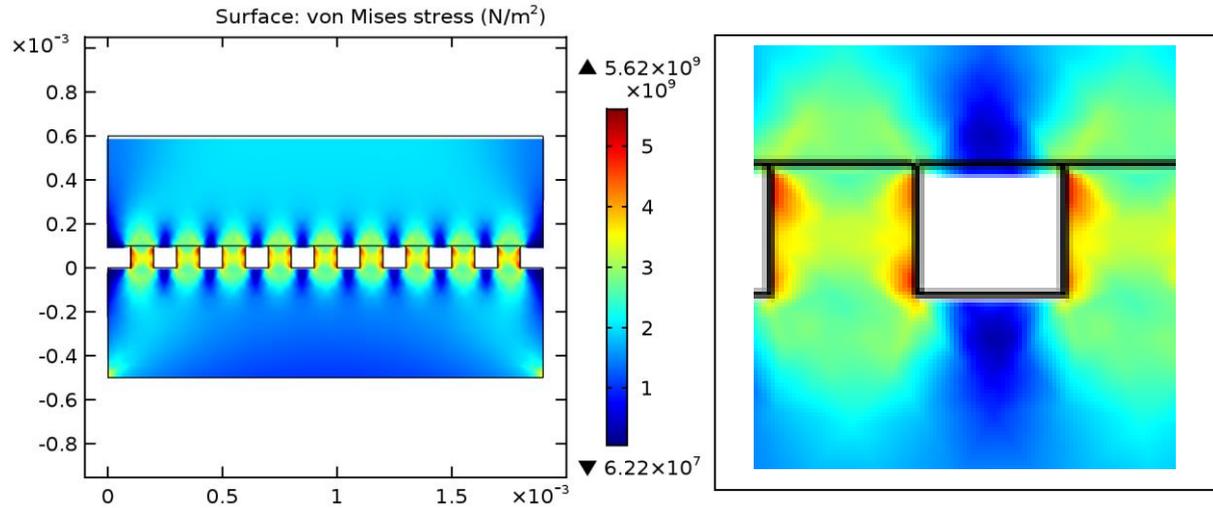


Fig.IV.5 : contraintes de Von-mises du modèle en Zircone (défauts sous forme rectangle)

IV.2.3.3. Avec défauts sous forme triangle

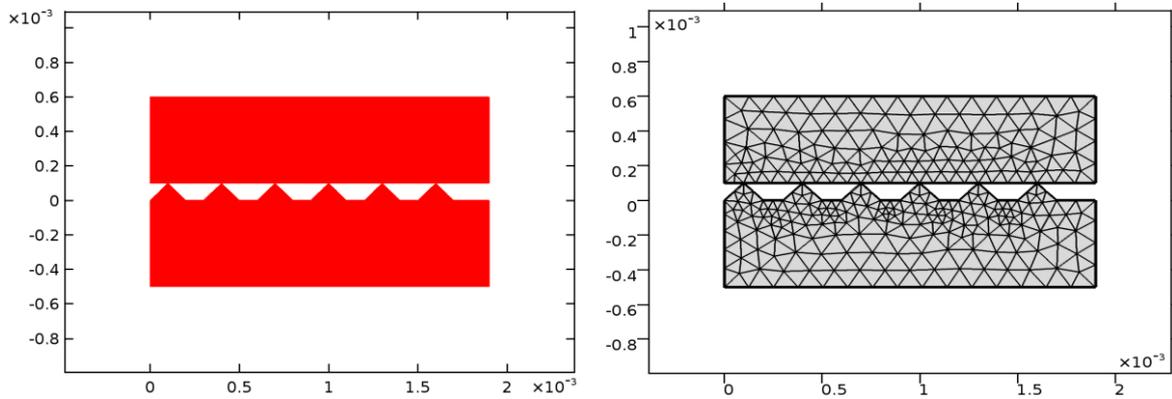


Fig.IV.6 : modèle en Zircone 2D maillé (défauts sous forme rectangle).

Les résultats de contrainte de Von-mises :

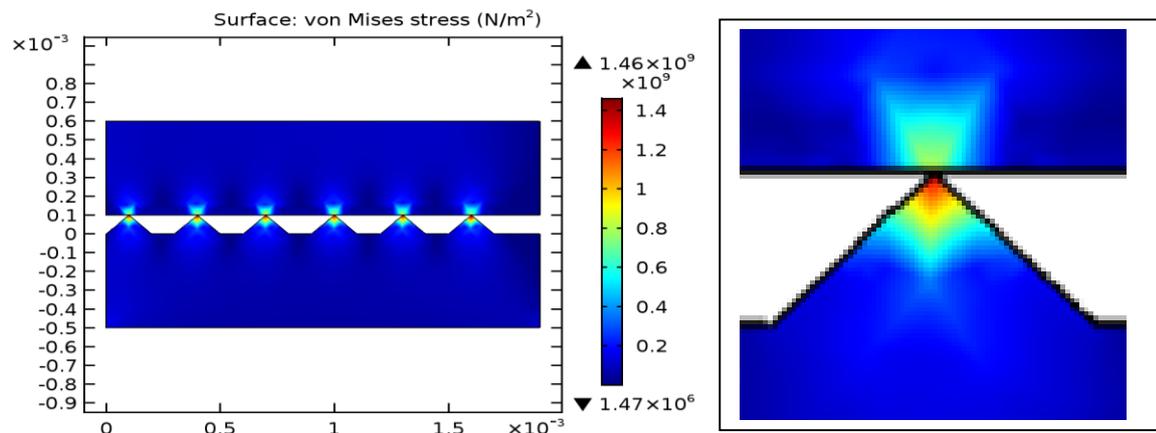


Fig.IV.7 : Contraintes de Von-mises du modèle en Zircone (défauts sous forme triangle).

IV.2.4. Cas de biocéramique de l'alumine

Les graphes suivants représentent les résultats de la contrainte de Von mises du couple céramique alumine/alumine en contact :

IV.2.4.1.Cas de défauts sous forme d'ellipse

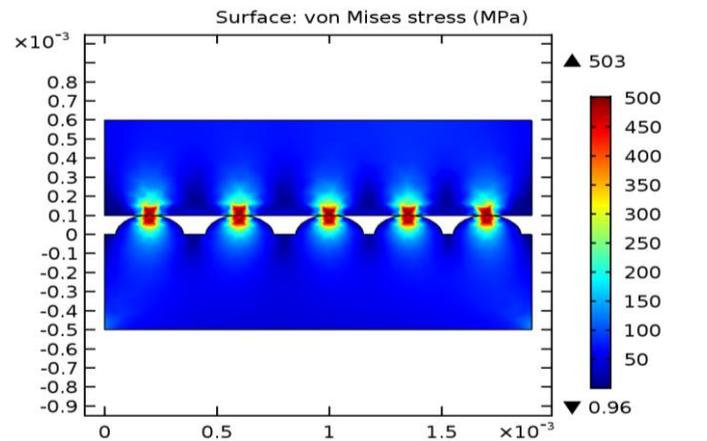


Fig.IV.8 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme ellipse).

IV.2.4.2. Cas de défauts sous forme de rectangle

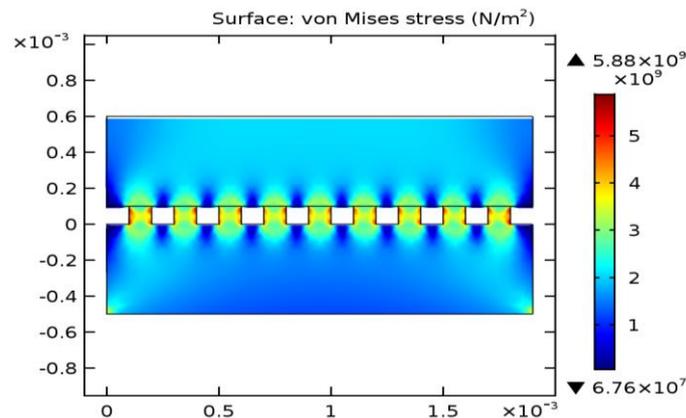


Fig.IV.9 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme rectangle).

IV.2.4.3.Cas de défauts sous forme de triangle

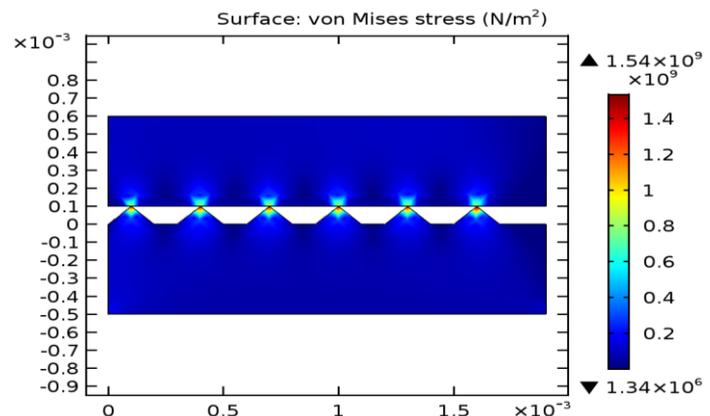


Fig.IV.10 : Contraintes de Von-mises du modèle en alumine (défauts sous forme triangle).

IV.2.5. Cas du Polymère PEHD

Les graphes suivants représentent les résultats de la contrainte de Von mises du couple Polymère PEHD/PEHD en contact.

IV.2.5.1. Cas de défauts sous forme d'ellipse

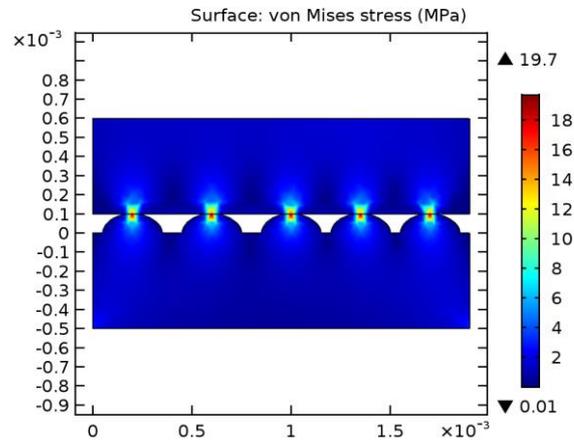


Fig.IV.11 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme ellipse).

IV.2.5.2. Cas de défauts sous forme de triangle

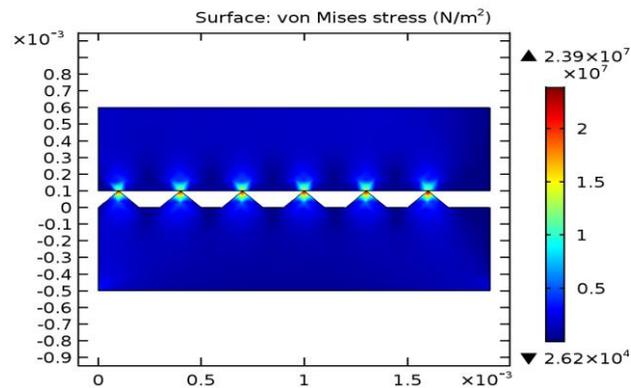


Fig.IV.12 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme triangle).

IV.2.5.3. Cas de défauts sous forme de rectangle

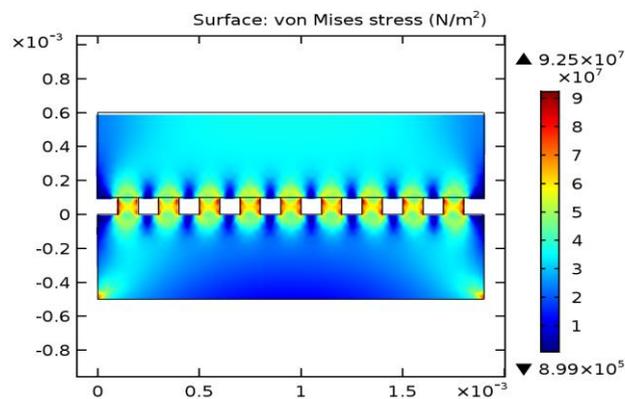


Fig.IV.13 : Contraintes de Von-mises du modèle en PEHD (défauts sous forme rectangle).

IV.2.6. Interprétation des Résultats

La simulation en éléments finis a longtemps et continue à être critiquée à cause du manque de validité des modèles. Pourtant cette méthode est souvent la seule possibilité pour explorer de nouveaux domaines même si les résultats ne peuvent être garantis à cause du manque d'informations biologiques. Si d'énormes efforts ont été faits, les lois des matériaux modélisés restent incertaines et le manque de connaissance sur les conditions limites existe. Rarement les articles concernant les modèles d'éléments finis comparent leurs résultats avec les résultats expérimentaux.

L'objectif de ce travail est d'évaluer les contraintes des différents cas de couples de matériaux utilisés dans le corps humain, en contact à l'échelle microscopique. Nous avons opéré des tests sur des couples de biomatériaux avec état de surfaces usuelle (forme normalisé), en appliquant un taux de déplacement 10% par rapport à la longueur de la forme utilisé au lieu d'une charge, due à la complexité de la détermination de la force exact a appliquer. Des couples de biomatériaux sont traités : zircon/zircon, alumine /alumine, polyéthylène/ polyéthylène.

Dans notre domaine de recherche, le but est seulement trouver la forme des défauts qui est la plus sollicité de contraintes et le contraire, d'où notre concentration d'interprétation des résultats se limite sur les résultats des contraintes de Von Mises.

Les résultats trouvés pour le premier couple (Zircone / Zircone)

- Défauts de forme ellipse, la contrainte de Von mises maximale comme montre la (figure) est $\sigma_{e \max} (\text{mises}) \leq 5 \text{ e}+02 \text{ (N/mm}^2\text{)}$, concentré au point de contact. Pour la forme rectangulaire la contrainte de Von mises maximale comme montre la (figure) est $\sigma_{e \max} (\text{mises}) \leq 5,62\text{e}+03 \text{ (N/mm}^2\text{)}$ concentré sur les côtés du rectangle et pour la forme triangulaire , la contrainte de Von mises comme montre la (figure) est $\sigma_{e \max} (\text{mises}) \leq 1,46 \text{ e}+03 \text{ (N/mm}^2\text{)}$ concentré au pic.

Les simulations révèlent que les contraintes de Von mises sont supérieur la limite élastique

$[\sigma_{e \max} (\text{mises}) > R_e \text{ Zircone} \geq 138\text{-}240 \text{ N/mm}^2]$. (Sciences des matériaux).

$[\sigma_{e \max} (\text{mises}) > R_e \text{ Alumine} \geq 275\text{-}550 \text{ N/mm}^2]$. (Sciences des matériaux).

$[\sigma_{e \max} (\text{mises}) > R_e \text{ Polymère} \geq 20\text{-}30 \text{ N/mm}^2]$. (Sciences des matériaux).

D'après les résultats trouvé on distingue que, pour les trois modèles simulé que la contrainte de Von mises trouvé est strictement supérieur à la limite élastique des biomatériaux.

En revenant à notre but essentiel d'étude, et qui est l'influence de la forme de la rugosité sur la déformation des biomatériaux, on remarque que la rugosité de forme rectangulaire est la plus sollicité des contraintes, avec une valeur plus grande que les autres formes (triangulaire et ellipse).

Ainsi la rugosité sous forme elliptique est la moins sollicitée avec un dixième de valeur par rapport à la forme rectangulaire.

IV.2.7. Conclusion

Les couples de biomatériaux que nous avons étudiés ici sont plus particulièrement des céramiques dont les caractéristiques mécaniques et physiques sont plus intéressantes que celles des matériaux dits standards notamment pour les usages biomédicaux.

Malgré la faible influence de la rugosité dans l'apparition de l'aspect d'usure linéaire, d'après les résultats numériques, mais reste un phénomène à étudier et définir l'état et la forme de surface de rugosité la plus critique par valeur de pression de contact

L'objectif principal de ce travail était d'étudier l'influence de la présence de formes de rugosité, sur le comportement mécanique des composants de contact. La contrainte de Von mises du contact avec défauts de forme elliptique est la plus faible ; Notamment celle de formes rectangulaire est la plus sollicitée des contraintes.

Les résultats recueillis dans cette étude de contact sont acceptables en l'absence de données suffisantes et de moyens expérimentaux efficaces.

IV.3. Défaut de Porosité

Dans cette deuxième partie du chapitre, on va étudier l'effet de la présence de défaut de porosité dans le contact entre les corps. Pour cela on va étudier le contact cylindre / plan en utilisant une approche analytique et numérique. Les résultats obtenus à partir de la théorie d'Hertz et de la méthode des éléments finis seront comparés. Deux seront menées, d'abord entre deux paires de biocéramiques avec et sans présence de porosité. Deuxièmement, l'influence de la forme des pores et de leur distribution dans la biocéramique. Enfin, l'analyse des résultats obtenus à partir de la théorie et de la simulation.

IV.3.1. Introduction

Les céramiques ont amélioré le comportement des articulations artificielles telles que les prothèses de la hanche [Amrani.H.2012]. De plus, leur inertie chimique et leurs bonnes propriétés tribologiques leur confèrent un avantage sur les métaux ou les polymères pour un composant porteur tel que la tête de la prothèse de hanche. Cependant, ces matériaux conservent des inconvénients tels que le défaut [Kyungmok K.2013].

Les céramiques poreuses offrent une large gamme de caractéristiques qui leur permettent d'être utilisées dans une grande variété d'applications [B. Naitali.2005]. En sélectionnant un matériau de base approprié pour l'utilisation prévue, puis en ajustant le défaut de taille global, la distribution et la forme, ils peuvent être adaptés pour convenir à une gamme variée d'applications. Ceci nécessite généralement une consultation étroite entre le fabricant de céramique et le client ou l'utilisateur.

Ce chapitre a pour but d'étudier la présence d'effet (pores) en contact cylindre / plan, notamment dans les matériaux céramiques. Pour cela, la théorie d'Hertz et la méthode des éléments finis ont été utilisées pour étudier l'effet de la taille, de la forme et de la distribution du défaut sur la surface de contact, la pression de contact et la tension entre les deux corps [Prabhakar P.2014].

IV.3.2. Effet du défaut sur la résistance du matériau

L'étude des propriétés mécaniques des matériaux poreux revient généralement à déterminer une corrélation entre le défaut et les propriétés mécaniques. Une augmentation de la fraction volumique des pores implique une diminution des propriétés mécaniques, voir figure IV.14. Il est reconnu que les paramètres microstructuraux tels que la forme des pores, la distribution des tailles et la nature des interconnexions entre particules solides influencent également sur la corrélation entre les propriétés mécaniques et les défauts [A.Faraji, Dorozhkin SV2010].

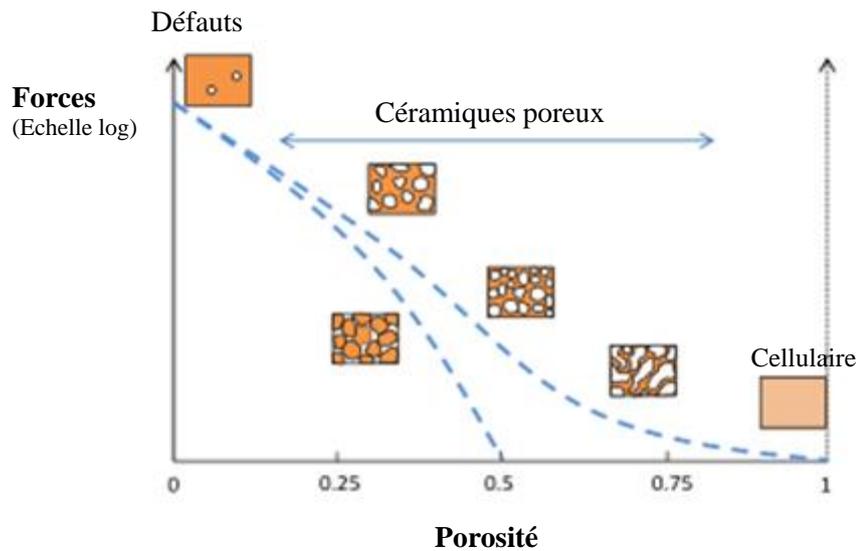


Fig. IV.14 : Influence des défauts sur les propriétés mécaniques du matériau poreux. Les deux courbes en pointillés décrivent l'évolution des propriétés de deux microstructures différentes [Mirtchi AA.1989].

IV.3.3. Modèle statique d'Hertz du contact cylindre-plan

Hertz fut l'un des premiers à étudier le cas du contact de deux surfaces quelconques entre elles [Bohner M.2000]. Hertz suppose que les contraintes de profondeur ne dépassent pas la limite élastique du matériau et qu'il n'y a pas de frottement. Ceci permet de calculer analytiquement la distribution de pression qui satisfait aux conditions aux limites des massifs, à l'intérieur et à l'extérieur de la zone de contact. L'étude singulière des contacts cylindre / plan est faite en considérant le plan comme une surface avec un rayon de courbure infini. Dans ce cas particulier de contact, nous considérons une charge linéaire sur une masse semi-infinie. Dans ce cas, le problème se résume à l'étude d'un contact bidimensionnel et la distribution de la pression est constante le long de l'axe y [Hertz, H. 1896, Adrian2013], voir figure 2.

Hertz a exprimé les caractéristiques du contact par :

$$\text{Demi-largeur du contact [m]} : a = 2 \sqrt{\left[\frac{Ln.R}{\pi.E^*} \right]} \quad (1)$$

$$\text{Pression maximale d'Hertz [Pa]} : p_0 = 2 \sqrt{\left[\frac{Ln.E^*}{\pi.R} \right]} = \frac{2.Ln}{\pi.a} = \frac{4}{\pi} p_m \quad (2)$$

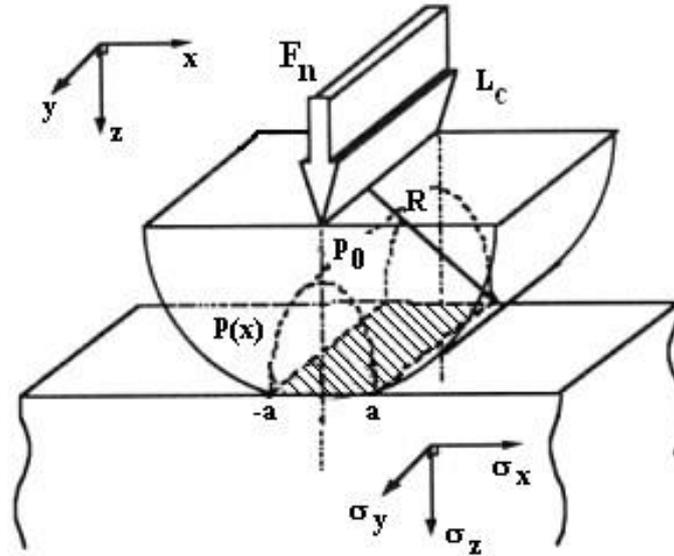


Fig. IV.15 : Contact particulier d'Hertz du type cylindre / plan
[Hertz, H. 1896, Ligia Cristina Brezeanu, 2014]

$$\text{Pression moyenne : } p_m = \frac{\pi}{4} p_0 \quad [\text{Pa}] \quad (3)$$

$$\text{Charge normale par unité de longueur : } Ln = \frac{\pi R}{E^*} p_0^2 = \frac{F_N}{L_c} \quad [\text{N/m}] \quad (4)$$

$$\text{Enfoncement [m] : } \delta = \frac{a^2}{R} = \sqrt{\left[\frac{3F_N R}{4E^*} \right]} \quad (5)$$

La répartition des contraintes dans le massif plan :

$$\sigma_{xx} = p_0 \cdot \frac{z}{a} \cdot \left\{ 2 - \frac{s}{\sqrt{a^2 + s^2}} - \frac{\sqrt{a^2 + s^2}}{s} - \frac{x^2 \cdot s^3 \cdot a^2}{(a^2 + s^2)^{3/2} \cdot (s^4 + z^2 \cdot a^2)} \right\} \quad (6)$$

$$\sigma_{yy} = \frac{2 \cdot z \cdot \mu \cdot p_0}{a} \cdot \left\{ \frac{\sqrt{a^2 + s^2}}{s} - 1 \right\} \quad (7)$$

$$\sigma_{zz} = -p_0 \cdot \frac{z^3 \cdot a \cdot \sqrt{a^2 + s^2}}{s \cdot (s^4 + z^2 \cdot a^2)} \quad (8)$$

$$\sigma_{xz} = -p_0 \cdot \frac{x \cdot z^2 \cdot s \cdot a}{\sqrt{a^2 + s^2} \cdot (s^4 + z^2 \cdot a^2)} \quad (9)$$

$$\sigma_{xy} = \sigma_{yz} = 0 \quad (10)$$

$$s^2 = \frac{1}{2} \left[\{(a^2 - z^2 - x^2)^2 + 4 \cdot a^2 \cdot z^2\}^{1/2} - (a^2 - z^2 - x^2) \right] \quad (11)$$

IV. 3.4. Modélisation des contacts par la méthode des éléments finis

Un simple problème de contact se produit lorsque, par exemple, un corps incurvé élastique avec une surface lisse entre en contact sans frottement avec une surface plane lisse élastique dans des conditions statiques [Prabhakar P, 2014]. La zone de contact est en fonction de la charge appliquée. Avec le changement de la zone de contact avec la charge, l'étendue du contact est a priori inconnue, ce qui rend le problème non linéaire. Cependant, il est de nature réversible en raison de l'absence de forces non conservatrices

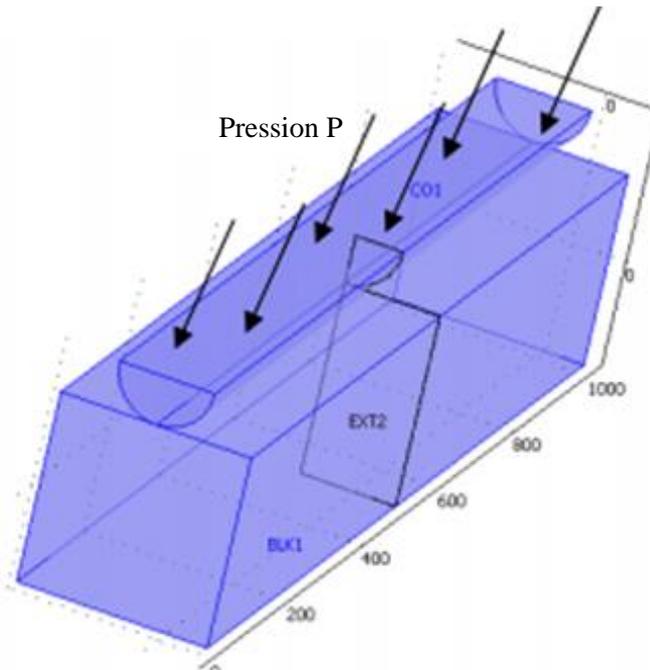


Fig.IV.16 : Modèle de contact d'Hertz statique [Zambelli, G., & Vincent, L. (1998).]

Un problème de contact élastique entre céramiques satisfaisant les conditions initial est simulé avec Comsol Multiphasiques [COMSOL].L'objectif est d'interpréter les résultats de contact des différents cas d'étude par des valeurs analytiques déterminées à partir de la formulation d'Hertz et du calcul numérique [Fabienne Pennec, 2007]. Le modèle numérique montre le contact entre un demi-cylindre en céramique sur un bloc céramique poreux, comme le montre la figure IV.16. Les deux matériaux sont supposés être élastiques, homogènes et isotropes. De plus, il n'y a pas de friction et les petites déformations sont la supposition de ce problème. Les conditions de déformation plane sont considérables.

IV.3.5. Définition du modèle

Dans cette étude, un problème de déformation plane est considéré. Dans tous les cas, nous choisissons un modèle, cylindre plan en contact. Toutes les analyses ont été effectuées avec

variation des formes de pores, voir figure IV.17. La répartition et les distances entre les défauts sont rapportées dans le tableau 1,2.

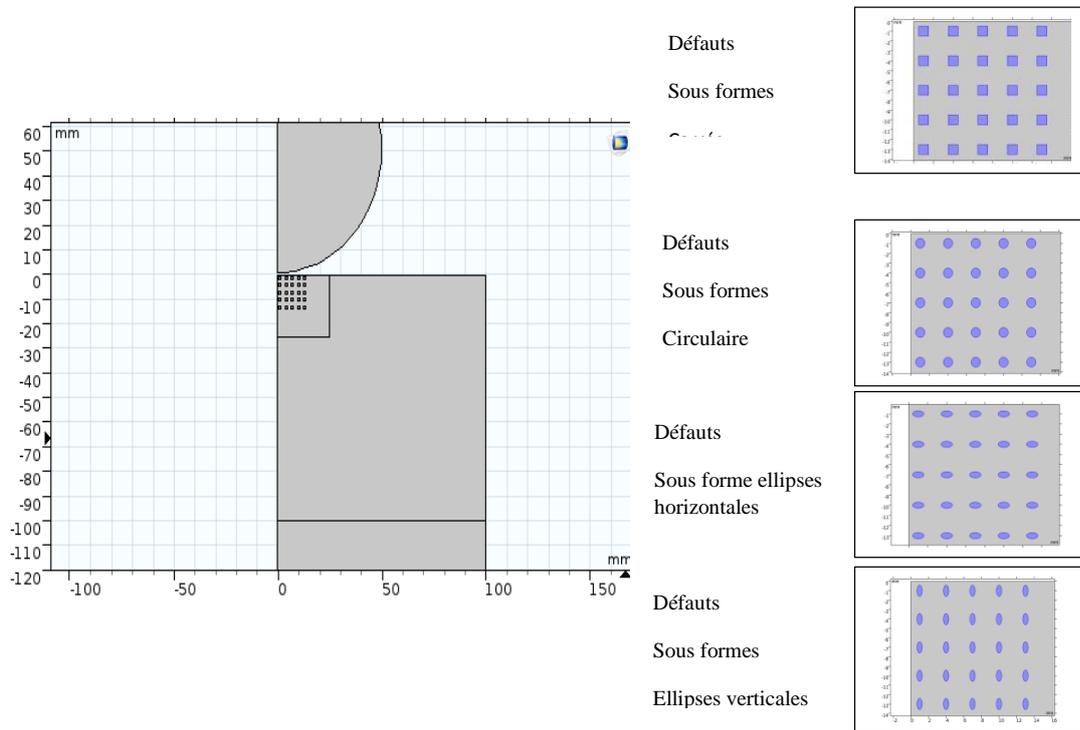


Fig. IV.17 : Contact des structures 2D

Cas d'études	Distance (mm)	
cas 1	3 mm	
cas 2	3,5 mm	
cas 3	4 mm	
cas 4	4, 5 mm	

Tab. IV. 1 : La distance entre les pores pour les différents cas d'études du modèle.

Cas d'études	Dimensions (mm)
Défaut de forme carré	1x1
Défaut de forme circulaire	R=0.5
Défaut de forme elliptique vertical	0.6x0.3
Défaut de forme elliptique horizontal	0.3x0.6

Tab. IV. 2 : Taille des pores pour les différents cas d'étude du modèle.

Les matériaux affectés au modèle à partir de la base de données logiciel Comsol. Une autre possibilité est de créer notre propre matériel en fonction de la physique à étudier, comme notre

étude de cas. Le biomatériau utilisé dans notre étude est la céramique. Les mailles et les conditions aux limites appliquées dans cette étude sont montrées sur la figure 5.

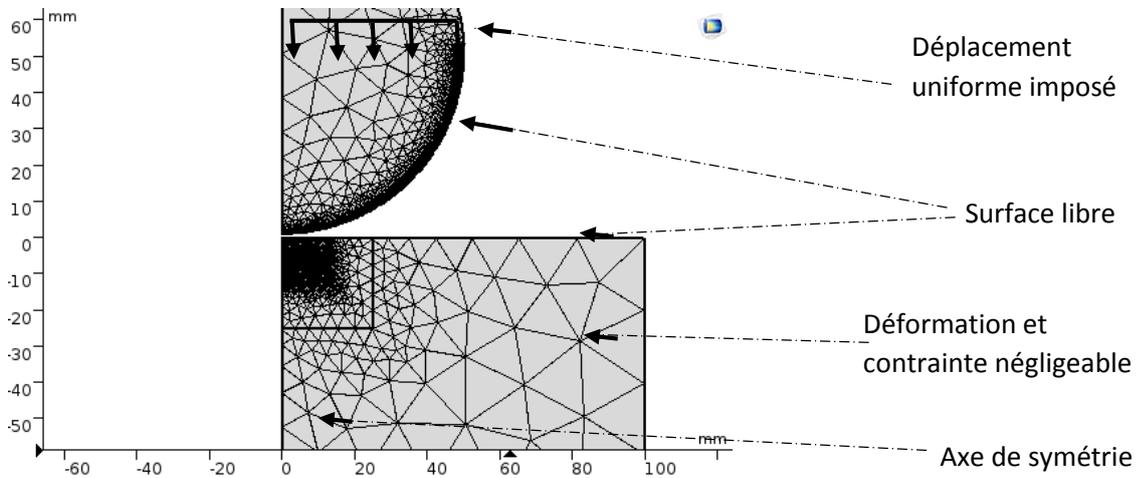


Fig. IV.18 : Étude géométrique

IV. 3.6. Résultat et discussions

Pour l'interprétation des résultats, nous présentons les résultats de la simulation du contact saint, en montrant la variation de la contrainte Von mises, ainsi la représentation graphique de la numérique avec une pression d'analyse d'Hertz, et enfin, nous représentons les quatre cas d'études avec défauts et sans défauts. Pour les résultats de la pression de contact, nous notons que la pression de contact maximale est trouvée dans les cas carrés, 2, 3 et 4. La pression de contact minimale est trouvée dans le cas de la forme elliptique verticale. Par conséquent, nous notons pour le cas des pores circulaires qu'il existe une croissance uniforme de la pression de contact d'un cas à l'autre en fonction de la distance entre les pores.

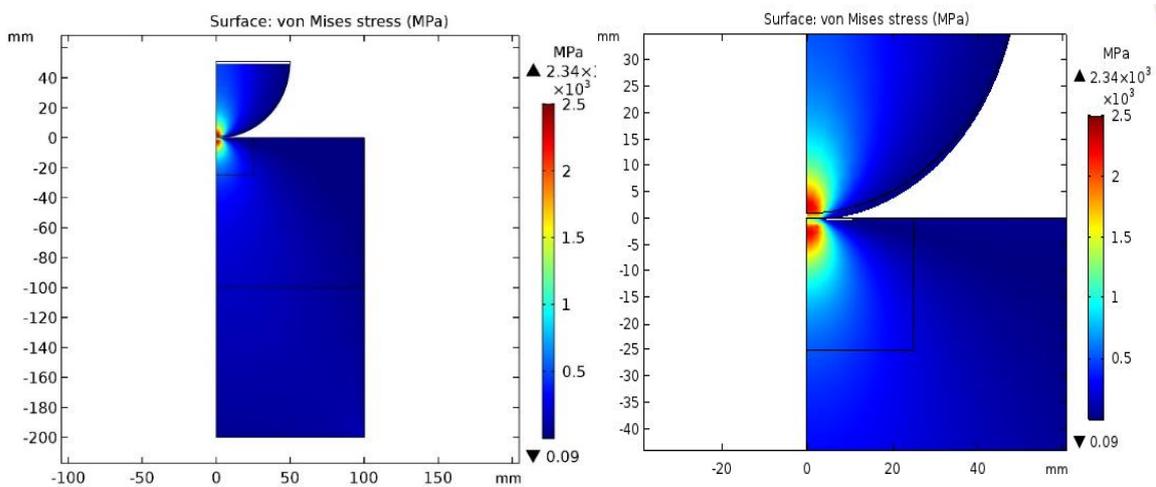


Fig. IV.19 : Représentation des contraintes de Von mises pour le cas sans défaut.

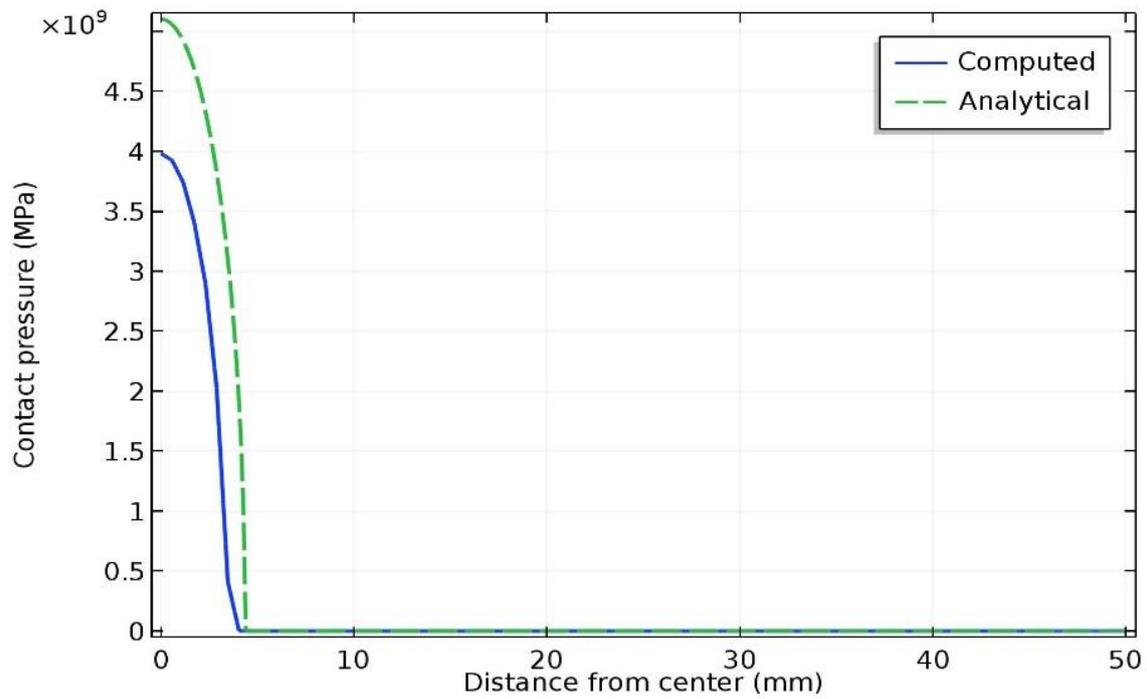


Fig.IV.20 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact pour le cas sans défaut.

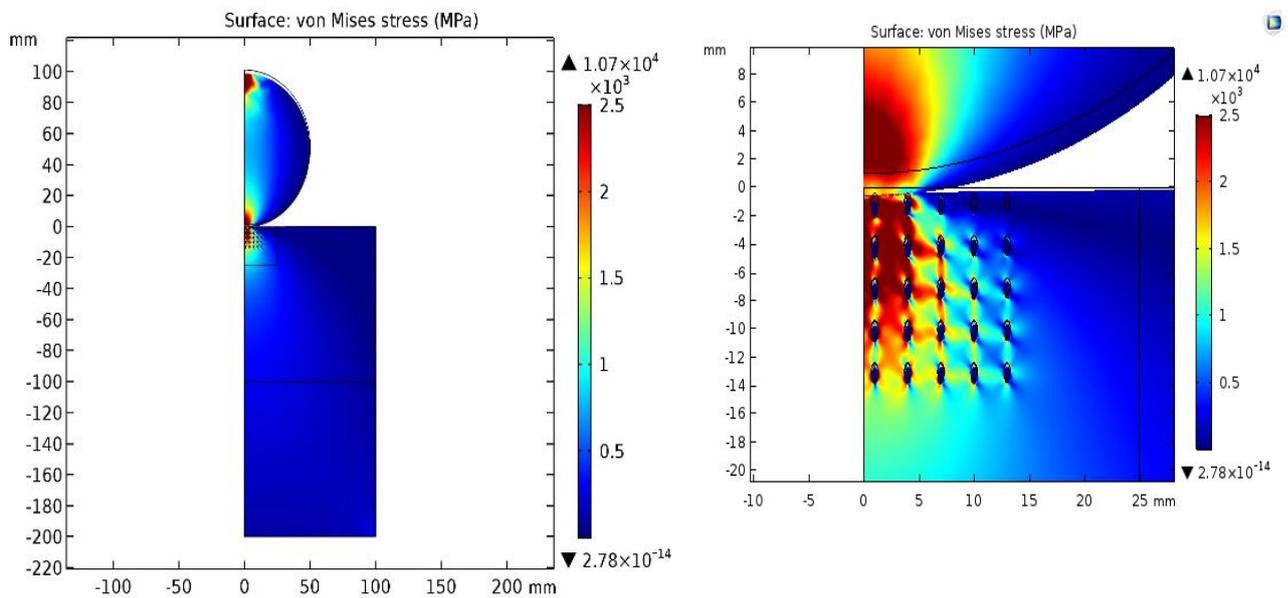


Fig. IV.21 : Représentation des contraintes de Von mises pour le cas de contact avec défaut "Cas 1 de l'ellipse verticale".

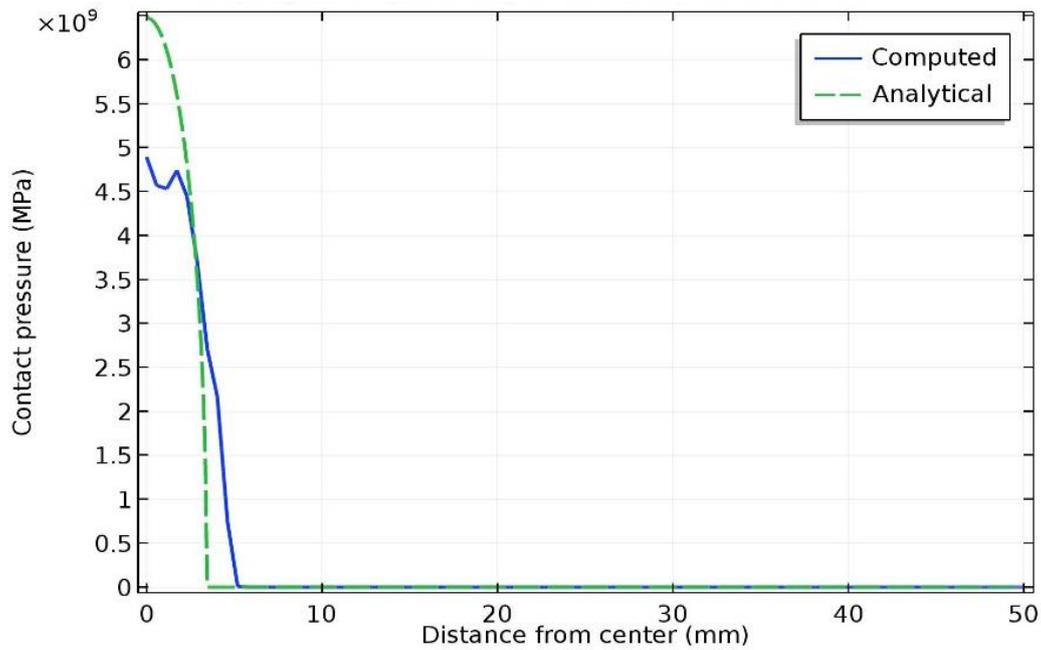


Fig. IV.22 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact pour "Cas 1 de l'ellipse verticale "

En général, la valeur de la pression de contact pour tous les cas étudiés avec défaut est inférieure à celle sans défaut, voir figures IV.20, IV.21 et IV.22, sauf pour les cas de pores carrés dans les cas 2, 3 et 4 et ceux de pores dans la forme circulaire du cas 4, voir la figure IV.23.

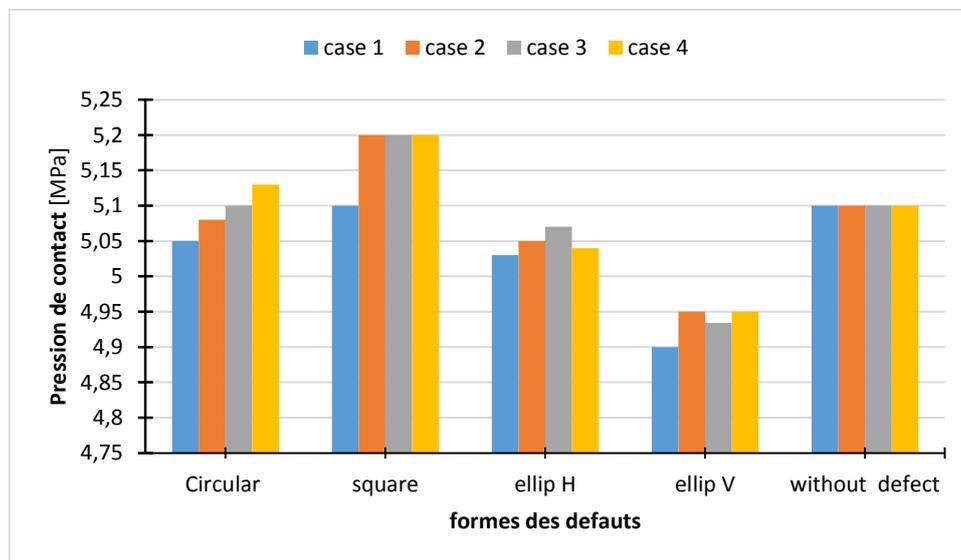


Fig. IV.23 : Résultats numériques de la pression de contact.

Pour la contrainte de Von mises, la valeur dans les cas sans défaut, voir figure IV.19, est inférieure à la contrainte des quatre cas avec défaut. Nous notons également que la valeur

maximale de la contrainte de Von mises se trouve dans les cas de forme elliptique horizontale, et que la valeur minimale est dans le cas d'une forme carrée, voir la figure IV.24.

Car l'effet de la distance entre pores, quelle que soit sa forme, n'affecte pas la valeur de la contrainte "reste constante", sauf dans le cas de la forme elliptique verticale et horizontale.

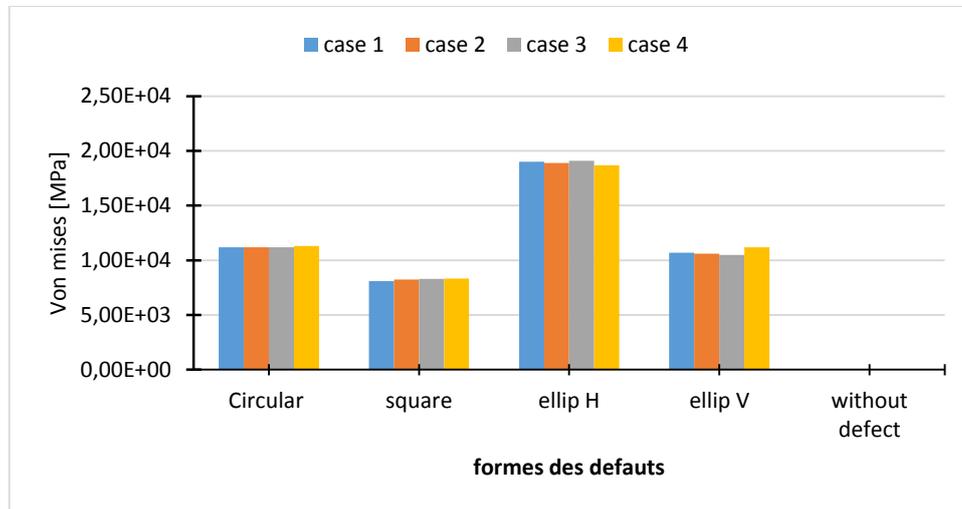


Fig. IV.24 : Résultats numériques de la contrainte de Von mises.

Pour les résultats de la longueur de contact, le rayon de contact entre le corps du cylindre et le plan poreux est strictement supérieur au rayon de contact sans défaut voir figure IV.25.

La valeur maximale du rayon de contact est dans le cas de la forme carrée, dans les cas 1 et 2, ainsi que la forme elliptique horizontale, dans les cas 1 et 2. Nous notons également que les valeurs de rayon de contact pour les cas, circulaires et elliptiques formes, sont presque égaux. Enfin, les résultats montrent que la distance entre les pores, quelle que soit leur forme, n'a aucun effet sur la longueur du contact, dans tous les cas traités.

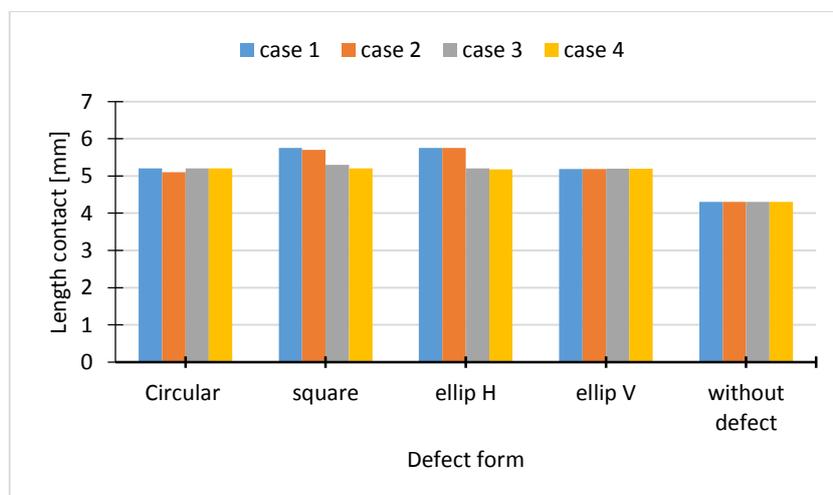


Fig. IV.25 : Résultats numériques de la longueur de contact.

IV. 3.7. Comparaison entre solution numérique et analytique

Pour le premier cas, contact sans défaut, sa solution analytique donne une surévaluation de la pression de contact, par rapport à la solution numérique ; d'autre part, la durée du contact reste presque la même, voir la figure IV.22.

Pour le second cas d'étude avec défaut, on note une surestimation de la pression de contact analytique par rapport à la méthode numérique et une sous-estimation de la longueur de contact analytique par rapport à l'étude numérique.

IV.3.8. Effet de la distance entre les pores et la surface libre

Pour voir si la distance des pores par rapport au centre de la surface de contact influe sur la contrainte maximale et la pression, une étude de cas complémentaire est faite pour le cas d'étude à faible pression de contact "1er cas de défaut vertical", en minimisant la distance qui sépare les pores et la surface libre, voir les figures IV.26 et IV.27.

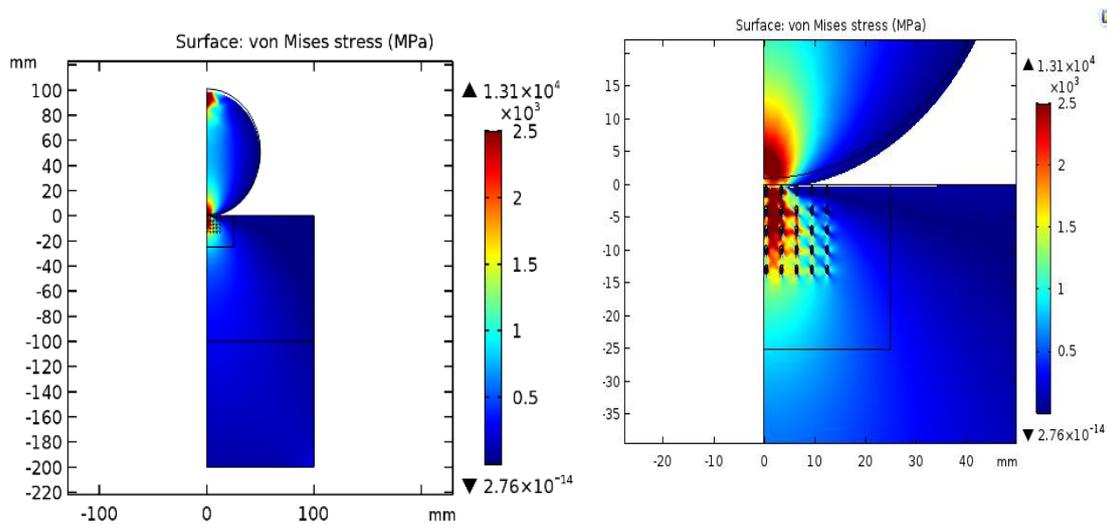


Fig. IV.26 : Représentation de la contrainte de Von avec défaut
"Forme elliptique verticale 1 cas"

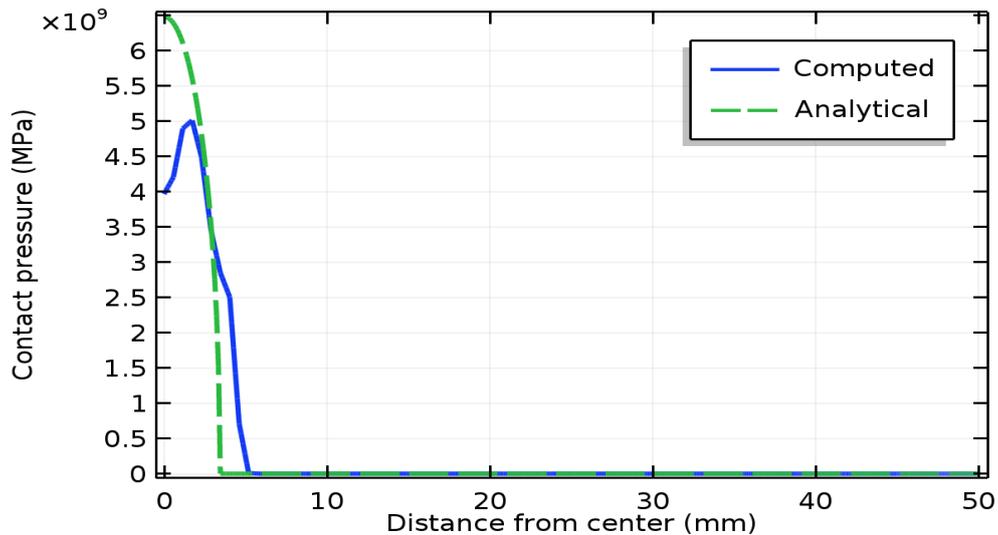


Fig. IV.27 : Résultats analytiques et numériques de la pression de contact "Forme elliptique verticale 1 cas".

La contrainte de Von mises augmente considérablement lorsque les pores s'approchent du centre de la surface de contact, augmente proportionnellement jusqu'à atteindre l'usure réelle, bien que Hertz suppose que les contraintes de profondeur ne dépassent pas la limite élastique du matériau et qu'il n'y a pas de frottement.

La pression initiale ($P_0 = 4 \times 10^9 \text{ MPa}$), dans le cas approchant le centre de la zone de contact est inférieure à celle de la forme elliptique verticale 1 cas, mais la pression maximale est presque la même, ainsi le rayon de contact.

IV.3. 9.Effet du type d'élément et de la densité du maillage

L'étude de sensibilité a été réalisée pour connaître la variation des résultats en fonction de la densité du maillage et du type d'éléments. Nous notons que le type d'élément n'affecte que la contrainte de Von Mises avec une différence entre les éléments libres en triangle et en quadrature libre d'environ $0,02 \times 10^4 \text{ MPa}$. La pression de contact et la longueur de contact sont insensibles à la variation du type d'éléments.

Les figures IV.28, IV.29 et IV.30 montrent la variation de la contrainte de Von Mises, de la longueur de contact et de la pression de contact en fonction de la densité du maillage.

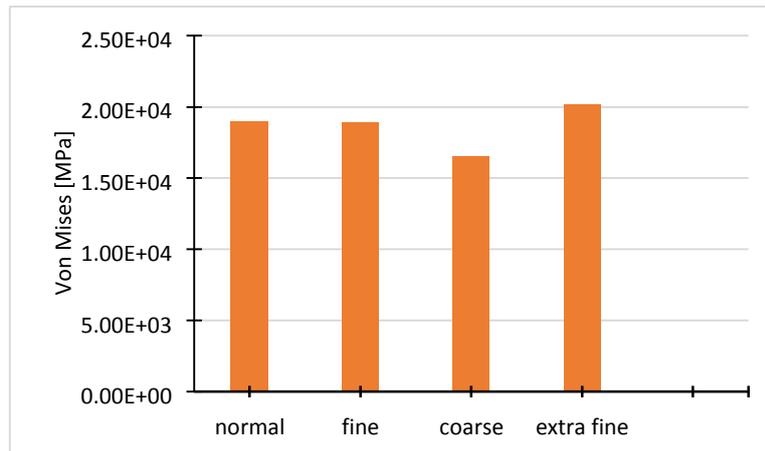


Fig. IV.28 : La variation de la contrainte de Von Mises en fonction de la densité de maillage.

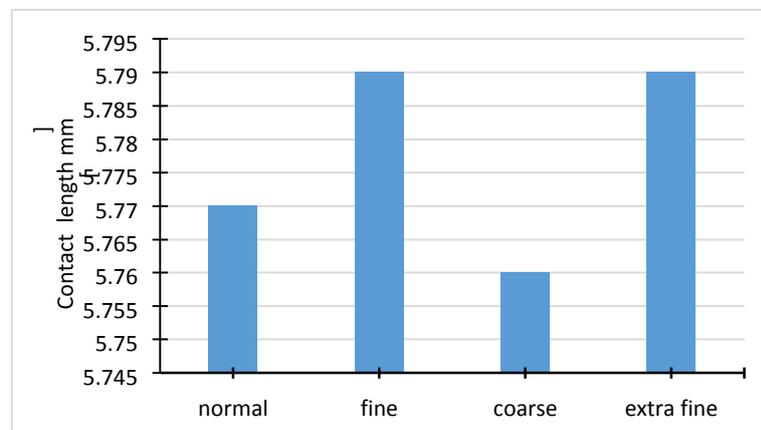


Fig. IV.29 : Variation de la longueur de contact en fonction de la densité du maillage.

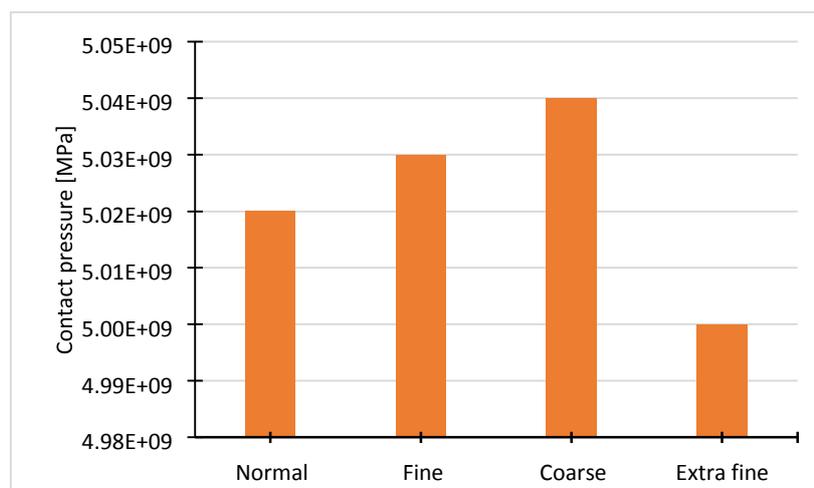


Fig. IV.30 : Variation de la pression de contact en fonction de la densité du maillage.

V.10. Conclusions

Les céramiques que nous avons étudiées ici sont plus particulièrement des céramiques poreuses dont les caractéristiques mécaniques et physiques sont plus intéressantes que celles des matériaux dits standards notamment pour les usages biomédicaux.

L'objectif principal de ce travail était d'étudier l'influence de la présence des pores et, de leurs formes sur le comportement mécanique des composants de contact. La pression de contact dans le cas d'études de forme elliptique est ici la plus faible, notamment celle de formes verticales, elle est strictement inférieure à celle de la forme sans défaut, avec des valeurs de contraintes et un rayon de contact proches de celui des biomatériaux sains.

Rapprocher les pores du centre libre de la surface de contact augmente la pression de contact, ainsi que l'inclinaison des pores vers le centre. Les résultats recueillis dans cette étude de contact sont acceptables en l'absence de données suffisantes et de moyens expérimentaux efficaces. Notre initiative, qui est dans les études comparatives, entre analytique et numérique ; c'est donc un croquis pour de plus amples recherches dans ce domaine fertile.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Ce travail s'inscrit dans le cadre des mises en place des P.T.H, par des études basées sur la modélisation pour appréhender les phénomènes physiques.

L'arthroplastie totale de la hanche est une intervention à succès de plus en plus prisée des patients jeunes et actifs. L'usure du couple prothétique induit néanmoins une de ses complications majeures, le descellement aseptique, qui peut conduire à une seconde intervention de révision. Pour l'éviter, plusieurs combinaisons de matériaux ont été développées et sont de possibles alternatives à la prothèse MoP de type Charnley, historiquement la plus implantée. L'attention se porte ici sur les couples CoC pour leur intérêt tribologique.

Les études en biomécanique ont montré que la force d'impact au niveau de la hanche peut atteindre plus de 3 fois le poids du corps dans des conditions d'utilisation normales. Cependant, les PTH sont soumises à des chocs avec des forces plus importantes de l'ordre de 6 fois le poids du corps suite à une légère séparation entre la tête et la cupule. Cette séparation appelée décoaptation joue un rôle très important dans la dégradation des implants : apparition des bandes d'usure, instabilité et perte de la prothèse. Le but de ce travail est donc de comprendre les mécanismes de dégradation des céramiques

La mauvaise résistance à l'usure étant un des principaux inconvénients des premiers matériaux utilisés a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche grâce auxquels de grands progrès ont été faits depuis les années 60. Le choix de matériaux pour la tête et la cupule est large : métal/polyéthylène implanté depuis plusieurs années, métal/métal, céramique/céramique et céramique/polyéthylène et récemment céramique/métal. Le couple alumine/alumine a l'avantage d'être très résistant à l'usure et d'avoir une excellente biocompatibilité. Cependant ce matériau peut être fragile et casser. Quelques fractures reportées dans la littérature confirment ce problème. Le succès de la prothèse dépend principalement de la résistance des matériaux mais aussi des conditions du patient (âge, activité, état des muscles et tissus environnants) et de la technique chirurgicale.

Les tests expérimentaux ainsi que les simulations réalisés nous ont permis de préciser le comportement d'ensembles tête-cupule en biocéramique soumis au phénomène de décoaptation. Il a été démontré que ce phénomène entraîne la formation de bandes d'usure et donc de défauts de surface suffisamment importants pour conduire à la ruine de la cupule. Le

fait que ces bandes apparaissent relativement rapidement justifier de s'intéresser à ce phénomène, et ce même s'il n'apparaît qu'épisodiquement in vivo

La solution d'analyse par éléments finis optimise le prototypage virtuel et la simulation numérique pour l'entreprise en utilisant les hypothèses de la mécanique de la rupture en élasticité et de la dynamique. Ainsi, elle simule et améliore les performances des composants, des matériaux et des produits sujets à de fortes exigences opérationnelles (sécurité, endommagement...), elle continue à être critiquée à cause du manque de validité des modèles. Pourtant cette méthode est souvent la seule possibilité pour explorer de nouveaux domaines même si les résultats ne peuvent être garantis à cause du manque d'informations biologiques. Si d'énormes efforts ont été faits, les lois des matériaux modélisés restent incertaines et le manque de connaissance sur les conditions limites existe. Rarement les articles concernant les modèles d'éléments finis comparent leurs résultats avec les résultats expérimentaux.

Les effets que nous avons eus dans l'étude analytique et par modélisation par le logiciel de simulation Abaqus se résument comme suit :

Le comportement tribologique n'est pas une propriété intrinsèque des matériaux, il dépend, en effet, d'un certain nombre de paramètres : les conditions nominales d'essai, les propriétés et les structures des couples des biomatériaux en contact ainsi que les caractéristiques propres du dispositif d'essai et du milieu environnant.

Il existe une coexistence des couples dur/dur et dur/mou pour les articulations de hanche. En premier temps nous observons une certaine tendance à l'amélioration du couple dur/mou.

Les céramiques à haute résistance comme le Zirconium apportent un bénéfice à cela en réduisant le taux de casse en présence de particules à l'interface cône métallique/ tête céramique.

Les modèles mis en place ont permis d'estimer les valeurs des contraintes, ainsi que leur répartition, dans la tête et la cupule, en fonction de la force appliquée à l'assemblage et de la décoaptation. Les résultats ont montré que la décoaptation entraîne un phénomène de rebonds de la tête dans la cupule, créant des concentrations de contraintes élevées en bordure du chanfrein, au niveau des parties supérieure et inférieure de la cupule, c'est-à-dire au niveau des bandes d'usure observées expérimentalement.

Les simulations ont révélés que la pression de contact est supérieure de dix fois dans le cas de défauts de porosité. On remarque aussi que les résultats des simulations sont en accord avec les valeurs obtenue avec la relation analytique (valeur de la limite élastique) de la céramique.

Les couples de biomatériaux que nous avons étudiées dans le chapitre quatre sont plus particulièrement des céramiques dont les caractéristiques mécaniques et physiques sont plus intéressantes que celles des matériaux dits standards notamment pour les usages biomédicaux. Malgré la faible influence de la rugosité dans l'apparition de l'aspect d'usure linéaire, d'après les résultats numériques, mais reste un phénomène à étudier et définir l'état et la forme de surface de rugosité le plus critique par valeur de pression de contact

Les céramiques que nous avons étudiées ici sont plus particulièrement des céramiques poreuses dont les caractéristiques mécaniques et physiques sont plus intéressantes que celles des matériaux dits standards notamment pour les usages biomédicaux.

La contrainte de Von mises du contact avec défauts de rugosité sous forme elliptique est la plus faible ; Notamment celle de formes rectangulaire est la plus sollicité des contraintes.

Les résultats recueillis dans cette étude de contact sont acceptables en l'absence de données suffisantes et de moyens expérimentaux efficaces.

La pression de contact dans le cas d'études de forme elliptique est ici la plus faible, notamment celle de formes verticales, elle est strictement inférieure à celle de la forme sans défaut, avec des valeurs de contraintes et un rayon de contact proches de celui des biomatériaux saints.

Rapprocher les pores du centre libre de la surface de contact augmente la pression de contact, ainsi que l'inclinaison des pores vers le centre. Les résultats recueillis dans cette étude de contact sont acceptables en l'absence de données suffisantes et de moyens expérimentaux efficaces. Notre initiative, qui est dans les études comparatives, entre l'étude analytique et numérique ; c'est donc un croquis pour de plus amples recherches dans ce domaine fertile.

Perspectives

Cliniquement, les matériaux céramiques alumine et zirconne ont dans un premier temps révélé des problèmes de rupture fragile, associés respectivement à une faible ténacité et à un vieillissement à basse température. Le développement récent de matériaux composites alumine-zirconne (ZTA) propose une nouvelle alternative qui profite de l'expérience acquise et des avantages sur ces deux matériaux : dureté, biocompatibilité, ténacité, résistance mécanique et stabilité chimique.

Malgré la faible influence de la rugosité dans l'apparition de l'aspect d'usure linéaire, d'après les résultats numériques, mais reste un phénomène à étudier, et nos perspectives pour résoudre ce problème est le revêtement.

Références bibliographiques

Abaqus. SIMULIA™ Support Documentation - Dassault Systèmes©2013.

Adrian – Ciprian PALADE. Thèse en cotutelle, l'université d'Ourgogne, l'université Politehnica Timișoara (Roumanie). Caractérisation du comportement mécanique de la sous surface d'un polymère perce, sous une sollicitation de type hertzienne 2013.

A. E. Scheidegger, The physics of flow through porous media, 3e éd. University of Toronto Press, 1974.

A. Essner, K. Sutton, A. Wang: Hip simulator wear comparison of metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and crosslinked UHMWPE bearings. *Wear*, 259:992–995, 2005.

A. Faraji, Elastic and Elastoplastic Contact Analysis Using Boundary Elements and Mathematical Programming, *Topics in Engineering*, Vol. 45. 2005.

Ahmet C. Cilingir. Finite element analysis of the contact mechanics of ceramic-on-ceramic hip resurfacing prostheses. *Science Direct /7 (2010) 244-253*.

Aimad Oukhlef. Détermination de la distribution de tailles de pores d'un milieu poreux. 2011.

Al-Hajjar, M., Jennings, L.M., Begand, S., Oberbach, T., Delfosse, D., and Fisher, J. (2013a). Wear of novel ceramic-on-ceramic bearings under adverse and clinically relevant hip simulator conditions. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 101, 1456–1462.

Al-Hajjar, M., Fisher, J., Williams, S., Tipper, J.L., and Jennings, L.M. (2013b). Effect of femoral head size on the wear of metal on metal bearings in total hip replacements under adverse edge-loading conditions. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 101B, 213–222

Al-Hajjar, M., Carbone, S., Jennings, L.M., Begand, S., Oberbach, T., Delfosse, D., and Fisher, J. (2016). Wear of composite ceramics in mixed-material combinations in total hip replacement under adverse edge loading conditions. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*

Amrani Hichem. Calcul De La Pression Maximale Hertzienne Du Contact Cylindre/Plan (Simulation Du Contact Au Niveau De La Hanche), magister thesis, 2012.

Armelle Perrichon, Tribologie et vieillissement de prothèses totales de hanche en biocéramique, in vitro = in vivo ? Enjeux scientifique et sociétal, 2010.

Aydi Abdelhedi Elaboration et caractérisations diélectriques de céramiques ferroélectriques et/ou relaxeur de formule $M\text{SnO}_3\text{-NaNbO}_3$ ($M = \text{Ba}, \text{Ca}$), 2005.

B. Naitali. Elaboration, caractérisation et modélisation de matériaux poreux. Influence de la structure poreuse sur la conductivité thermique effective, PhD thesis, Limoges University, 2005.

Beck, K., 2006. Etude des propriétés hydriques et des mécanismes d'altération de pierres calcaires à forte porosité, s.l : Université d'Orléans.

Bergmann, G., Graichen, F., and Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J. Biomech.* 26, 969–990

Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G. Duda: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34:859–871, 2001.

- Bohner M, Merkle HP, Van Landuyt P, Trophard G, Lemaitre J. Effect Of Several Additives And Their Admixtures On The Physicochemical Properties Of A Calcium Phosphate Cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2000; 11:111-6.
- Boyer, B., Philippot, R., Geringer, J., and Farizon, F. (2011). Primary total hip arthroplasty with dual mobility socket to prevent dislocation: a 22-year follow-up of 240 hips. *Int. Orthop.* 36, 511–518.
- Bozic, K.J., Browne, J., Dangles, C.J., Manner, P.A., Yates, A.J., Weber, K.L., Boyer, K.M., Zemaitis, P., Woznica, A., Turkelson, C.M., et al. (2012). Modern Metal-on-Metal Hip Implants. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 20, 402–406.
- Chang, W. R., Etsion, I., and Bogy, D. B., 1987, "An Elastic-Plastic Model for the Contact of Rough Surfaces," *ASME J. Tribol.*, 109, pp.257-263.
- Ch. Delaunay. Les luxations précoces des prothèses totales primaires de hanche
- Clarke, I.C., Good, V., Anissian, L., and Gustafson, A. (1997). Charnley wear model for validation of hip simulators' ball diameter versus polytetrafluoroethylene and polyethylene wear. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 211, 25–36.
- Cobelli, N., Scharf, B., Crisi, G.M., Hardin, J., and Santambrogio, L. (2011). Mediators of the Inflammatory response to joint replacement devices. *Nat. Rev. Rheumatol.* 7, 600–608.
- ***COMSOL Multiphysics; Introduction to Comsol Multiphysics.
- D. Cattan : Chirurgie orthopédique et traumatologique. Techniques arthroscopiques. Prothèses, 2008. URL <http://www.arthroscopie.fr/hanche/procedure-chirurgicale.html>.
- Dennis, D.A., Komistek, R.D., Northcut, E.J., Ochoa, J.A., and Ritchie, A. (2001). “In vivo” determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. *J. Biomech.* 34 , 623–629.
- Dorozhkin SV. Bioceramics of Calcium Orthophosphates. *Biomaterials* 2010; 31:1465-85.
- Dubois ; D. Iceta ; F. Motard: Cours de sciences de l'ingénieur, 2017. PT* .
- Dumbleton, J.H., Manley, M.T., and Edidin, A.A. (2002). A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* 17, 649–661
- D. Williams: The delicated balancing act of metallic biomaterials. *Medical Device Technology*, mars-avril: 8–10, 2009a.
- E. Sariali S. Klouche a, P. Mamoudy b. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: Is squeaking related to an inaccurate three-dimensional hip anatomy reconstruction? / *ScienceDirect Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 100 (2014) 437–440.
- Esposito, C., Walter, W.L., Campbell, P., and Roques, A. (2010). Squeaking in Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasties. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 468, 2333–2339.
- Essner, A., Sutton, K., and Wang, A. (2005). Hip simulator wear comparison of metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and crosslinked UHMWPE bearings. *Wear* 259, 992–995.
- Fabienne Pennec, Hikmat Achkar, David Peyrou, Robert Plana, Patrick Pons, Frédéric Courtade, Verification of Contact Modeling With Comsol Multiphysics Software, 2007.
- Félix Balima. Structure et porosité de systèmes lamellaires sous haute pression : cas du graphite et de la vermiculite. 2012.

- Fessy, M. (2006). La luxation intra prothétique - une complication rare de la double mobilité. *Maîtrise Orthopédique* N°152.
- Fisher, J., Jin, Z., Tipper, J., Stone, M., and Ingham, E. (2006). Presidential guest lecture: Tribology of Alternative Bearings: *Clin. Orthop.* 453, 25–34.
- Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Bartleby.com, 2000. www.bartleby.com/107/.
- Greenwood, J. A. & Williamson, J. B. P. 1966, "Contact of Nominally Flat Surfaces," *Proc. R. Soc. Lond. A*, 295, pp. 300-319.
- Hamouda Jaffel. *Caractérisation multi-échelles de matériaux poreux en évolution : cas du plâtre*. 2006 Eduterre.ens-lyon.fr/nappe/html/scenarii/TP.
- Hertz, H. (1896). *Über die Berührung fester elastischer Körper*. On the contact of elastic solids, *Reine und angewandte Mathematik*. London: (Instruction anglaise dans *Miscellaneous papers* by H. Hertz) Eds Jones et Schaott, Macmillan.
- Holzwarth and Cotogno, 2012 JRC Scientific and Policy Reports. Publications Office of the European Union, European Commission, Luxembourg.
- Isabelle Bonan, Jacques Luauté and Philippe Marque, *ITEM 107 Troubles de la marche et de l'équilibre*, 2015.
- Jackson, R. L., Green, I., 2005, "A Finite Element Study of Elasto-plastic Hemispherical Contact Against a Rigid Flat," *ASME Trans., J. of Tribology*, Vol. 127, No. 2, pp. 343-354
- J. Baruchel, *Absorption and phase X-Ray Imaging to investigate porous materials*, Ecole des Houches sur les matériaux poreux désordonnés, 1999.
- J. Chevalier, L. Gremillard: *Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years*, *Journal of the European Ceramic Society*. Volume 29, Issue 7, April 2009, Pages 1245-1255.
- Jérôme Hausselle. 2007, Sylvain Drapier, Jean Geringer, Michel Dursapt, Jacques Stolarz et al. *Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation*, 8^e Colloque national en calcul des structures, May 2007, Giens, France. 8^e Colloque national.
- J. Hausselle, S. Drapier, J. Geringer, M. Dursapt, J. Stolarz, B. Forest. *Modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation*. *Mécanique & Industries* 9 (2008) 153-158.
- J. Geringer : *Fretting corrosion de matériaux utilisés comme implants orthopédiques*. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure des Mines de Saint Étienne. N°391 SGM, 2005.
- J. Geringer*, J. Hausselle, J. Uribe, B. Forest, Centre Ingénierie et Santé, école nationale Saint-Etienne *Tenue aux chocs des biocéramiques* 2010.
- J Grandjean. *Thèse Pour obtenir le grade de docteur de l'université de Grenoble, Spécialité : Sciences Pour l'Ingénieur : 7 août 2006*.
- J. H. Kinney et M. C. Nichols, «X-Ray tomographic microscopy (XTM) using synchrotron radiation, » *Annu. Rev. Mater Sci*, vol. 22, pp. 121-152, 1992.

- J. Limido, M. Suraratchai, C. Mabru, C. Espinosa, M. Salaun, R. Chieragatti, "Effet des paramètres d'usinage sur la durée de vie en fatigue d'un alliage d'aluminium", Les journées techniques du CETIM : Fatigue et procédés de fabrication, Senlis, 26 juin (2008).
- J. R. Philip, «Flow in Porous Media » *Annu. Rev. Fluid Mech*, vol. 2, pp. 177-204, 1970.
- J. Tipper, P. Firkins, A. Besong, P. Barbour, J. Nevelos, M. Stone, E. Ingham, J. Fisher: Characterization of wear debris from UHMWPE on zirconia ceramic, metal-on-metal and alumina ceramic-on-ceramic hip prostheses generated in a physiological anatomical hip joint simulator. *Wear*, 250:120–128, 2001.
- Juliana Uribe (2012), Thèse analyse multi-échelle de la durabilité des biocéramiques pour prothèses de hanche. Études in vitro et ex vivo.
- Julien Grandjean, Thèse Influence des défauts de forme sur les performances d'assemblages : application aux prothèses totales de hanche ,2014.
- K. Vafai, *Handbook of porous media*, 2e éd, CRC Press, 2005.
- Keegan, G.M., Learmonth, I.D., and Case, C.P. (2007). Orthopaedic metals and their potential toxicity in the arthroplasty patient A Review of current knowledge and future strategies. *J. Bone Joint Surg. Br.* 89–B, 567–573.
- Komistek, R., Dennis, D., Sedel, L., Northcut, E., and Anderson, D. (2004). In Vivo Determination of Hip Joint Separation in Subjects Having Variable Bearing Surfaces. *Orthop. Proc.* 86–B, 412–412.
- Kyungmok Kim, Jean Geringer, and Bernard Forest, *Fracture Simulation for Zirconia Toughened Alumina Microstructure* 2013.
- L.Blunt, P.Bills, X.Jiang, C.Hardaker, and G.Chakrabarty: Therole of tribology and metrology in the latest development of biomaterials. *Wear*, 266:424–431, 2009.
- Lee, K., and Goodman, S.B. (2008). Current state and future of joint replacements in the hip and knee. 5, 383–393
- Leslie, I.J., Williams, S., Isaac, G., Ingham, E., and Fisher, J. (2009). High Cup Angle and Microseparation Increase the Wear of Hip Surface Replacements. *Clin. Orthop.* 467, 2259–2265.
- Levy YD, Munir S, Donohoo S, Walter WL. Review on squeaking hips. *World J Orthop* 2015; 6(10): 812-820.
- Ligia Cristina Brezeanu, Tirgu Mures; Contact Stresses: Analysis by Finite Element Method (FEM), Romania. *Science Direct Procedia Technology* 12 (2014).
- Lombardi, A.V., Mallory, T.H., Dennis, D.A., Komistek, R.D., Fada, R.A., and Northcut, E.J. (2000). In vivo determination of total hip arthroplasty pistoning during activity. *J. Arthroplasty* 15, 702–709.
- L. Uzdienski: FDA panel recommends DePuy's Ceramic-on-Metal Hip for approval, 08 2009. URLhttp://www.healthpointcapital.com/research/2009/08/18/fda_panel_recommends_depuys_cerami_conmetal_hip_for_approval/.
- Mai, K, Verioti, C, Ezzet, K.A., Copp, S.N., Walker, R.H., and Colwell, C.W. (2010). Incidence of "Squeaking" After Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.* 468, 413–417.
- M. Blewis, G. Nugent-Derfus, T. Schmidt, B. Schumacher, R. Sah: A model of synovial fluid lubricant composition in normal and injured joints. *European Cells and Materials*, 13:26–39, 2007.

Marwa Ben Braham, Ana-Maria Trunfio-Sfarghiu, Eric Renault, Yves Berthier, Jean Geringer et Samir Hamza. 23^{ème} Congrès Français de Mécanique Lille, 28 Août au 1er Septembre 2017 Caractérisation à l'usure du couple céramique-céramique utilisé dans les prothèses totales de hanche.

Mesys test, engineering • Consulting Software | Binzstrasse 18 | CH – 8045 Zürich | ©2010 • Design: idart.com.

Mirtchi AA, Lemaître J, Terao N. Calcium Phosphate Cements: Study of the B-Tricalcium Phosphate – Monocalcium Phosphate System. *Biomaterials* 1989; 10:475-80.

Moore, K.L., and Dalley, A.F. (2001). *Anatomie médicale : aspects fondamentaux et applications cliniques* (De Boeck Supérieur).

Mourad Arioua, 2007. Thèse élaboration et caractérisation d'un substitut osseuse poreux à base de verre bioactif docteur .université de valenciennes.

Nevelos, J.E., Ingham, E., Doyle, C., Fisher, J., and Nevelos, A.B. (1999). Analysis of retrieved alumina ceramic components from Mittelmeier total hip prostheses. *Biomaterials* 20, 1833–1840.

Nevelos, J., Ingham, E., Doyle, C., Streicher, R., Nevelos, A., Walter, W., and Fisher, J. (2000). Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns. *J. Arthroplasty* 15, 793–795.

Nine, M.J., Choudhury, D., Hee, A.C., Mootanah, R., and Osman, N.A.A. (2014). Wear Debris Characterization and Corresponding Biological Response: Artificial Hip and Knee Joints. *Materials* 7, 980–1016.

N.PASSUTI – Nantes ‘Couple de frottement dans les PTH’ Clinical History, Examination and Blood Test Result; <http://www.complexhipsurgery.com/ceramic-liner-fracture-case-two/2013>.

Omni (2016). SERF Dual Mobility Acetabular System. <http://www.omnils.com/healthcare-professionals/serf.cfm>.

P. Boutin : Arthroplastie totale de hanche par prothèse en alumine frittée. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 58:229–246, 1972.

P. Chiron, B. Mazières. *Physiologie de la Hanche*.

P. Costigan, K. Deluzio, U. Wyss : Knee and hip kinetics during normal stair. Climbing. *Gait and Posture*, 16:31–37, 2002.

P. Gomez, J. Morcuende: Early attempts at hip arthroplasty 1700s to 1950s. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 25:25–29, 2005.

P. Firkins, J. Tipper, E. Ingham, M. Stone, R. Farrar, J. Fisher: A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. *Journal of Biomechanics*, 34: 1291–1298, 2001.

Piconi, C., and Streicher, R.M. (2013). 40 Years of Ceramic-on-Ceramic THR Bearings. *Semin. Arthroplasty* 24, 188–192.

P. L. Beguec, M. Goldschild : Reprise d'une prothèse fémorale descellée. Le concept press-fit : Principes et application pratique. *Maîtrise Orthopédique*, 123, 2003.

P. M. Adler, *Porous Media : Geometry and Transports*, 1992.

Prabhakar Purushothaman and Prashanth Thankachan. Hertz Contact Stress Analysis and Validation Using Finite Element Analysis, (IJRASET) 2014.

- P. T. Callaghan, Principles of nuclear magnetic resonance microscopy, Oxford: Clarendon Press, 1991.
- Restrepo, C., Parvizi, J., Kurtz, S., Sharkey, P., Hozack, W., and Rothman, R. (2008). The Noisy Ceramic Hip: Is Component Malpositioning the Cause? *The Journal of Arthroplasty*, 23(5):643–649.
- Science Maison ; http://www.zpag.net/Tecnologies_Industrielles/Etat_Surface.html
- Stewart, T.D., Tipper, J.L., Insley, G., Streicher, R.M., Ingham, E., and Fisher, J. (2003a). Severe wear and fracture of zirconia heads against alumina inserts in hip simulator studies with microseparation. *J. Arthroplasty* 18, 726–734.
- Solid works. Dassault Systèmes©2016.
- Source Google image URL. <https://www.bioetnaturel.fr/contracture-musculaire-dos-que-faire-3/>
- S. Rodts, Etude du passage micro-macro pour le transport par diffusion en milieu poreux Application aux expériences de RMN-GCP, Thèse de doctorat de l'école Nationale Des Ponts et Chaussées, 2001.
- Swanson, T. V., Peterson, D. J., Seethala, R., Bliss, R. L., and Spellmon, C. A. (2010). Influence of Prosthetic Design on Squeaking After Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 25(S):36–42.
- Taylor, S.J.G., Perry, J.S., Meswania, J.M., Donaldson, N., Walker, P.S., and Cannon, S.R. (1997). Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation. *J. Biomech.* 30, 25–234.
- Technique de l'ingénieur, BM5 067, 2005.
- Test de rupture, ISO 7206-10-2003.
- Uribe, J., Hausselle, J., Geringer, J., and Forest, B. (2011). Finite Element Modelling of Shock-Induced Damages on Ceramic Hip Prostheses. *ISRN Mater. Sci.* 2011, 1–14.
- Walter, W.L., Waters, T.S., Gillies, M., Donohoo, S., Kurtz, S.M., Ranawat, A.S., Hozack, W.J., and Tuke, M.A. (2008). Squeaking hips. *J. Bone Jt. Surg.* 90, 102–111.
- Walter, W.L., Insley, G.M., Walter, W.K., and Tuke, M.A. (2004). Edge loading in third generation alumina ceramic-on-ceramic bearings: Stripe wear. *J. Arthroplasty* 19, 402–413.
- Yoon, T.R., Rowe, S.M., Jung, S.T., Seon, K.J., and Maloney, W.J. (1998). Osteolysis in Association with a Total Hip Arthroplasty with Ceramic Bearing Surfaces. *J Bone Jt. Surg Am* 80, 1459–1467.
- Zambelli, G., & Vincent, L. (1998). *Matériaux Et Contacts. Une Approche Tribologique.* Presse Polytechniques Et Universitaires Romandes.
- Z. E. Heinemann, Fluid Flow in Porous Media, vol. 1, Textbook series, 2003.

ملخص

في عملنا، تم دراسة تأثير وجود عيوب خطية في الاتصال بين الاجسام في مجال الميكانيك الحيوية. لهذا، تمت دراسة اتصال اسطوانة مع مستوي باستخدام منهج تحليلي وعددي. وتمت مقارنة نتائج نظرية هيرتز وطريقة العنصر المحدد (FEM). أجريت دراستان، الأولى بين زوجين من المواد الحيوية مع وبدون عيوب. ثانياً، تم دراسة تأثير شكل العيوب وتوزيعها في المادة. وأخيراً، يتم تقديم تحليل النتائج النظرية ونتائج المحاكاة لاستخلاص الأخطاء المحتملة التي يمكن أن تحدث من خلال تطبيق الاتصال الخطي.

مفردات ذات مدلول: الاتصال، نظرية هرتز، المحاكاة، الميكانيك الحيوية، طريقة العناصر المحددة، المواد الحيوية.

Summary

In our work, the effect of presence of linear defects in the contact between prosthetic bodies was study. For that the cylinder/plan contact was investigate by using analytical and numerical approach. The results found from Hertz theory and finite element method (FEM) were compared. Two studies were conducted, first between two pairs of biomaterials with and without defects presence. Secondly, the influence of the defects shape and theirs distribution in the material was investigate. Finally, the analysis of the results found from theory and simulation is presented for predicted possible errors, which can occur by applying the linear contact.

Keywords: contact, hertz theory, simulation, biomechanics, FEM, Biomaterials

Résumé

Dans notre travail, l'effet de la présence de défauts linéaires dans le contact entre les corps prothétiques a été étudié. Pour cela, le contact cylindre / plan a été traité en utilisant une approche analytique et numérique. Les résultats de la théorie d'Hertz et de la méthode des éléments finis (FEM) ont été comparés. Deux études ont été menées, la première entre deux paires de biomatériaux avec et sans défauts. Deuxièmement, l'influence de la forme des défauts et de leur distribution dans le matériau a été élaborée. Enfin, l'analyse des résultats issus de la théorie et de la simulation est présentée pour prédire les possibles erreurs qui peuvent survenir en appliquant le contact linéaire.

Mots clés : contact, théorie d'hertz, simulation, biomécanique FEM, Biomatériaux.