

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

Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene (USTHB)
Faculté de Génie Mécanique et Génie de Procédés



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme **MAGISTER**

Spécialité : Fatigue et Construction Mécanique

Par :

Ali BENHAOUA

**Amélioration du Comportement Mécanique d'une Cupule
d'une Prothèse Totale de Hanche en Polypropylène (PP)**

Soutenue publiquement le 14/06/2012 devant le jury composé de :

M. Nourdine OUALI	Professeur à l'USTHB	Président
M. Taoufik BOUKHAROUBA	Professeur à l'USTHB	Directeur de Mémoire
M. Abdellah ABDELLAH EI-HADJ	Professeur à l'Université de Médéa	Examineur
M. Ramdane BOULAHIA	Maître de Conférences/A à l'USTHB	Examineur
MM. Samira DJAKNOUN	Maître de Conférences/B à l'USTHB	Invitée

Remerciements

*Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur **Taoufik BOUKHAROUBA** mon directeur de mémoire pour m'avoir accueilli, conseillé et encadré tout au long de ce travail. Je le remercie pour ses conseils, pour ses réflexions toujours pertinentes et pour ses encouragements qui ont été un plus indéniable et qui m'on permis d'avancer dans mes travaux.*

*Merci aussi à **Dr. Abdellah ABDELLAH EL-HADJ, Dr. Ramdane BOULAHIA** et **M. M'hamed KADI** pour m'avoir aidé avec constance et efficacité tout au long de ce travail et l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail et pour avoir bien voulu l'examiné.*

*Je remercie vivement le Professeur **Nourdine OUALI** pour avoir accepter de présider le jury de soutenance de mon mémoire et pour l'intérêt qu'il a porté à mon travail.*

J'aimerais aussi remercier tous les enseignants avec lesquels j'ai effectué mes études.

Merci à toute personne ayant contribué de près ou de loin à la concrétisation de ce mémoire.

Et enfin, ma Famille et mes Amis qui m'ont encouragé durant les périodes les plus difficiles.

Table des Matières

Remerciement	01
Table des Matières	02
Liste des Figures	04
Liste des Tableaux.	06
Notation	07
Introduction Générale	08
Chapitre I : Comportement Mécanique In-Vitro des Cupules de Prothèse Totale de Hanche	10
I.1- Introduction.....	10
I.2- Caractéristique de le PTH.....	11
I.3- Couples de Frottement.....	12
I.4- Les polymères dans les Implants.....	14
I.5- Polymères	15
I.5.1- Caractéristiques Générales des Polymères.....	15
I.5.2- Différents Types de Comportements Mécaniques.....	17
I.6- Généralité sur le Polypropylène (PP).....	18
I.7- Revue Bibliothèque.....	21
I.8- Conclusion.....	29
Chapitre II : Comportement Mécanique In-Vitro des Cupules de Prothèse Totale de Hanche	31
II.1- Introduction.....	31
II.2- Modélisation par Eléments Finis	31
II.3- Procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales (ECAE).....	32
II.3.1- Caractérisation Mécanique du PP Extrudé.....	34
II.4- Modélisation Numérique du Comportement Mécanique In-Vitro d'une Cupule de PTH.....	35
II.4.1- Conditions aux Limites et de Chargement.....	38
II.4.2- Résultats et Interprétation.....	39
II.5- Méthode d'Essais ISO 7206.....	46
II.5.1- Proposition d'un Nouveau Montage d'Essais.....	48
II.5.2- Simulation Numérique Utilisant le Nouveau Montage d'Essais sur Tige Fémorale.	50

II.5.2.1- Propriétés Mécaniques.....	53
II.5.2.2- Chargement et Conditions aux Limites.....	53
II.5.2.3- Résultats et Interprétation.....	54
II.5.2.1.1- Contraintes de Compression au Niveau de la Tige Fémorale.....	56
II.5.2.1.2- Contraintes de Traction au Niveau de la Tige Fémorale.....	57
II.6- Conclusion.....	58
Conclusion Générale	59
Bibliographie	60
Résumé	

Liste des figures

1	Différents types de prothèse.....	11
2	Prothèse totale de hanche	12
3	Représentation schématique d'une prothèse de hanche.....	13
4	Couples de frottement.....	14
5	Evolutions typiques de la contrainte vraie en fonction de la déformation vraie.....	17
6	Formule du monomère propylène.....	18
7	Principe de la polymérisation Ziegler Natta.....	18
8	Tacticité du PP.....	19
9	Lamelles cristallines et zones amorphes.....	19
10	Structures sphérolitiques.....	20
11	Prothèse de Gluck.....	21
12	Cupules fémorales de Smith-Peterson.....	21
13	PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane.....	22
14	Prothèse de Judet.....	22
15	Prothèse de Moore.....	22
16	Prothèse de McKEE.....	23
17	Prothèse de Charnely.....	23
18	Système à double mobilité.....	24
19	Schéma du système à double mobilité.....	24
20	Simulateur de prothèse de hanche.....	26
21	Modélisation SPH.....	27
22	Modèle 3D du système PTH.....	27
23	Le phénomène de décoaptation.....	28
24	Formulation du problème thermique.....	29
25	Schéma du principe ECAE.....	32
26	Représentation schématique de processus de l'ECAE.....	33
27	Dispositif expérimental d'extrusion coudeée à aire égale.....	33
28	Photographies du PP extrudé sans contre pression pour différentes vitesses d'extrusion....	34
29	Exemple courbes contrainte-déformation des échantillons de PP vierge et du PP extrudé..	34
30	Echantillon de traction de PP.....	34
31	Elément hexaédrique à 8 nœuds.....	36
32	Détermination approchée de la loi de comportement du PP vierge.....	37
33	Détermination approchée de la loi de comportement du PP extrudé à V=0.45 mm/min.....	37
34	Détermination approchée de la loi de comportement du PP extrudé à V=4,5 mm/min.....	38
35	Visualisation des contraintes équivalente de Von Mises.....	40
36	Evolution des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'axe (x).....	40
37	Visualisation des contraintes principales maximales dans la pièce cotyloïdienne.....	41
38	Evolution des contraintes principales maximales le long de l'axe (x).....	41
39	Comparaison des niveaux de contraintes pour les 3 cas du PP.....	42
40	Distribution des contraintes normale dans la pièce cotyloïdienne.....	42
41	Evolution des contraintes normales le long de l'axe (x).....	43
42	Visualisation des déformations équivalentes.....	43
43	Evolution des déformations équivalentes le long de l'axe (x).....	44
44	Visualisation des déformations équivalentes normales.....	44
45	Evolution des déformations élastiques normales le long de l'axe (x).....	45

46	Déformée totale dans la pièce cotyloïdienne.....	45
47	Evolution des déformées totales le long de l'axe (x).....	46
48	Essais sur prothèses totales de hanche, selon la norme ISO 7206.....	47
49	Banc d'essais de fatigue sur prothèses totales de hanche, selon la norme ISO 7206.....	47
50	Représentation du modèle géométrique réel et graphique de la PTH.....	48
51	Prothèse LAFFIT scellée (avec ou sans couple).....	48
52	Schématisme de l'orientation de la tige.....	49
53	Orientation de l'ensemble (matrices + implant).....	49
54	Modèle numérique, matrice, implant.....	50
55	Logement d'orientation de l'ensemble (matrices+prothèse).....	50
56	Modèle géométrique (Prothèse scellé dans un bloc en acier).....	51
57	Dimensions géométriques du modèle analysé.....	51
58	Elément tétraédrique à 10 nœuds.....	52
59	Orientation de la charge pour les deux essais (a) et (b).....	53
60	Surfaces bloquées (Support et bloc).....	54
61	Contraintes de Von Mises – Modèle (Tige + Ciment + Bloc).....	54
62	Contraintes de Von Mises – Tige fémorale (Cr-Ni-Mo).....	55
63	Contraintes de Von Mises – Ciment (PMMA).....	55
64	Contraintes de Von Mises – Bloc (Acier).....	56
65	Contrainte de Compression – tige fémorale.....	56
66	Répartition des contraintes de compression le long de la tige fémorale.....	57
67	Contrainte de traction - tige fémorale.....	58
68	Répartition des contraintes de traction le long de la tige fémorale.....	58

Liste des Tableaux

1	Couples de frottement utilisés; avantages et inconvénients.....	13
2	Utilisation de polymères synthétiques en médecine.....	14
3	Caractéristiques du polypropylène.....	19
4	Étapes du calcul par la méthode des éléments finis.....	35
5	Nombre des éléments et des nœuds (Cupule, Tête fémorale).....	36
6	Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés (Tête fémorale, cupule).....	38
7	Valeur maximale des contraintes.....	42
8	Nombre des éléments et des nœuds (Implant, Ciment, Bloc).....	52
9	Propriétés mécaniques (Tête fémorale, Ciment et Acier de construction).....	53

Notation

Cr-Ni-Mo :	Acier allié (Chrome, Nickel, Molybdène)
Co-Cr-Mo :	Acier allié (Cobalt, Chrome, Molybdène)
E :	Module de Young
ECAE :	Procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales
ISO :	Organisation des Systèmes Internationales
MEF:	Méthode des éléments finis
mm:	Millimètre
MPa :	Méga Pascal
PA :	Polyamides
PE :	Polyéthylène
PEHD :	Polyéthylène à haute densité
PETP :	Polyéthylène téréphthalate
Tg :	Température de transition vitreuse
Tf :	Température de fusion
PMMA :	Polyméthacrylate de méthyle
PP :	Polypropylène
PS :	Polystyrène
PSU :	Polysulfone
PTH :	Prothèse Totale de Hanche
PTFE :	Polytétrafluoroéthylène
PU :	Polyuréthane
PVC:	Polychlorure de vinyle



Introduction Générale

Introduction Générale

Dans les pays industrialisés, les progrès de la science ont considérablement allongé la durée de vie des hommes et des femmes. Nous sommes aujourd'hui confrontés à un problème majeur concernant les arthropathies et particulièrement l'arthrose. L'articulation de la hanche est une des articulations les plus touchées par le phénomène arthrosique. En effet, c'est une articulation de grande mobilité servant essentiellement à la marche, mais elle se trouve être aussi un point de conflit important entre la pesanteur et la poussée réactionnelle du sol [1].

Les grandes révolutions techniques sont étroitement associées au développement de nouveaux matériaux. C'est le cas notamment des progrès spectaculaires réalisés durant ces dernières années en chirurgie orthopédique. On produit actuellement des prothèses qui remplacent des parties importantes et vitales de l'organisme humain [2].

Chaque année, le nombre de prothèses totales de hanche implantées dans le monde s'élève à environ 600 000 [2]. Depuis plus de 25 ans les travaux sont tous orientés par une commune préoccupation, rejeter les matériaux qui semblent incompatible à la fois sur le plan biologique et mécanique, améliorer le comportement mécanique de ceux qui sont retenus ou tout simplement tester de nouveaux.

Des exigences extrêmement sévères sont imposées aux matériaux utilisés pour la construction des prothèses. Il faut en particulier que les matériaux soient biocompatibles, c'est-à-dire qu'ils ne soient ni toxiques pour l'organisme, ni cancérogènes, et qu'ils n'induisent aucune réaction de rejet. Ils doivent, en plus, satisfaire à une série d'exigences au niveau du comportement mécanique et de la longévité. Ils doivent en particulier avoir une bonne résistance à la fatigue et aux chocs répétés, ainsi qu'une bonne tenue à l'usure et à la corrosion en milieu agressif [3].

Malgré la qualité des matériaux utilisés au cours de la dernière décennie, de la précision dans la conception des implants aux progrès techniques et de la qualité des interventions chirurgicales, de nombreux problèmes restent à résoudre. L'usure de la cupule en polyéthylène ainsi que l'ostéolyse périprothétique (phénomène de résorption osseuse à la périphérie de la prothèse), conduisant progressivement au descellement de l'implant et même générant des douleurs et des inflammations [3].

Depuis quelques années, la simulation numérique est devenue un outil essentiel en biomécanique pour la compréhension du comportement mécanique des parties articulaires du corps humain. Si cette partie a fait l'objet de nombreuses études le domaine biomédical, connaît également un intérêt majeur quant à l'utilisation de la simulation numérique notamment pour le développement de prothèses orthopédiques [1].

L'augmentation de la durée de vie en service d'une cupule d'une prothèse totale de hanche, passe par l'amélioration de ses performances mécaniques. L'objet de ce travail est double, l'analyse par simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis à la fois le comportement mécanique d'une tige fémorale en utilisant un nouveau montage d'essais, selon la norme ISO 7206 et celle d'une cupule usinée dans un polypropylène (PP) extrudé à l'état solide. L'objectif est de conduire des calculs de simulation en utilisant la loi du comportement des

matériaux avant et après extrusion. Ces lois de comportement sont obtenues par des essais mécaniques réalisés sur des échantillons en compression et en traction [4,5].

Dans le premier chapitre nous présentons une synthèse bibliographique sur le thème, après une étude non exhaustive relative aux prothèses totales de hanche et spécialement aux cupules. Ce chapitre permet d'avoir à la fois une vue d'ensemble sur le comportement in-vitro des PTH et sur le comportement mécanique des polymères et spécialement le polypropylène (PP).

Le deuxième chapitre est consacré à la présentation d'une simulation numérique du comportement mécanique d'une cupule d'une prothèse totale de hanche et la présentation d'une nouvelle approche d'essais de fatigue et de caractérisation des tiges fémorales. En utilisant un nouveau montage proposé, on s'est intéressé par la suite à la simulation numérique du comportement mécanique d'une tige fémorale sous le logiciel ANSYS. Ce chapitre aussi consacré à l'analyse des propriétés mécaniques de polypropylène (PP) traité par le procédé d'extrusion coudée à aires égales (ECAE). Les résultats obtenus seront discutés et comparés.

Nous terminons avec une conclusion générale et des perspectives que ce travail pourrait éventuellement susciter.

CHAPITRE

I

Comportement Mécanique
In-Vitro des Cupules de
Prothèse Totale de Hanche

Chapitre I : Comportement Mécanique In-Vitro des Cupules de Prothèse Totale de Hanche

Dans ce chapitre nous exposons les principaux travaux portant sur le comportement mécanique in-vitro des cupules de prothèse totale de hanche. Nous définissons dans un premier lieu la prothèse totale de hanche et mettant l'accent sur le couple de frottement. Dans un second lieu, nous présentons une synthèse bibliographique sur le thème. Ce chapitre est aussi l'occasion pour nous de positionner notre étude parmi les travaux scientifiques déjà réalisés. Ce chapitre est aussi consacré à l'étude du comportement mécanique des polymères, et plus particulièrement au polypropylène (PP).

I.1- INTRODUCTION

Le corps humain est optimisé pour une durée de vie de 35 ans [6]; au-delà il manifeste de plus en plus de signes de fatigue à tous les niveaux; la hanche est un exemple très représentatif de cette perte de capacité. Zone d'extrêmes contraintes et d'une importante flexibilité, présente à elle seule; avec l'âge, d'importants risques de dégradations et par là; la perte de ses capacités de remplir convenablement ses fonctions; qui consiste essentiellement au transfert de charges de la partie supérieure du corps humain vers la partie inférieure.

Dans un rapport américain publié [1] par le *National Institute for Health [2004]*, on peut lire; que plus de 120 000 articulations de hanches artificielles sont implantées annuellement aux Etats-Unis; en France ce nombre dépasse les 50 000 par an; au total; plus de 600 000 prothèses sont posées par an dans le monde [2]. Malgré les avancées technologiques dans le traitement des matériaux et dans les procédés de fabrication et les nouvelles techniques utilisées par les chirurgiens lors d'une implantation fémorale, des questions subsistent toujours concernant le comportement mécanique post-opératoire de ce type d'implant.

Le vieillissement croissant de la population accompagné d'une obésité tend à aggraver les problèmes d'articulation dus essentiellement à l'arthrose. La hanche peut devenir alors une source de grandes douleurs et d'handicap et le recours à l'implantation fémorale peut être la solution incontournable. Les prothèses ont été toujours utilisées afin de remplacer des articulations défectueuses du corps humain (hanche, genou, clavicule,...) et ainsi permettre à des personnes de retrouver une mobilité quasi normale [6].

Un implant est un dispositif artificiel destiné à remplacer une partie anatomique de l'organisme (portion de membre ou membre complet, organe, articulation) d'une façon aussi fonctionnelle et esthétique que possible. Les domaines dans lesquels les prothèses sont proposées sont de plus en plus nombreuses, et ce grâce aux progrès de la technologie [3].

En orthopédie, on distingue les endoprothèses, ou prothèses internes qui remplacent une articulation, et les prothèses externes destinées à remplacer un membre ou une partie de ce dernier.

La littérature, dans le domaine des prothèses totales de hanche, objet de notre travail, est très riche, mais son étude est déroutante en raison de l'extrême diversité des résultats. Il s'agira au travers ce

chapitre de décrire les caractéristiques des PTH, de recenser les causes d'échecs et d'analyser les conséquences qui ont découlés. La figure (1) montre quelques-unes des prothèses actuellement disponibles en chirurgie humaine.

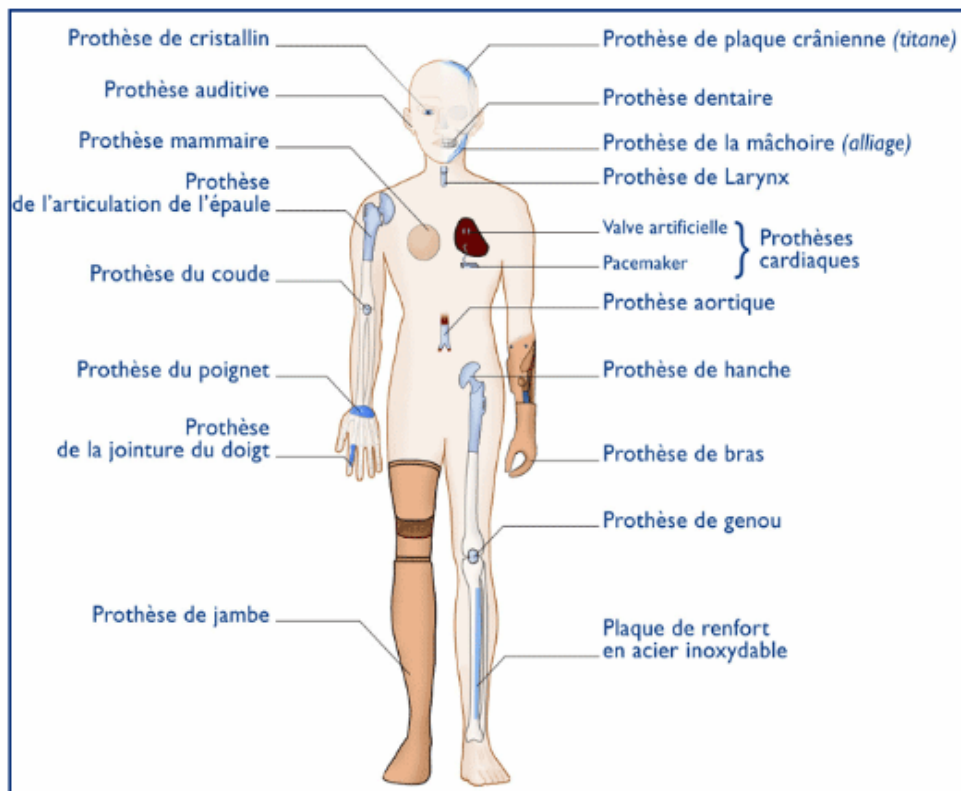


Figure 1 : Différents types de prothèse [9]

I.2- CARACTERISTIQUE DE LA PTH

Les PTH sont différentes les unes des autres par leur architecture (angle cervico diaphysaire, bras de levier externe), par la forme de la tige (droite ou plus ou moins courbe, de section rectangulaire, ovale, losangique, cylindrique, plus ou moins rapidement décroissante), par l'aspect de la surface lisse, brillante ou mate, finement granuleuse, par la nature du matériau utilisé (acier inoxydable, chrome cobalt, titane), dont les caractéristiques mécaniques sont évidemment différentes [1]. Une PTH (figure 2) se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige [1] :

- **La cupule** : Il s'agit d'une pièce creuse scellée dans le bassin est pouvant recevoir la tête prothétique.
- **La tête fémorale** : c'est l'extrémité de la tige fémorale qui s'articule avec la cupule pour former l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante de la tige. On les différencie par leur diamètre : 22mm, 28mm, 32mm et par le couple de frottement.
- **La tige fémorale** : partie la plus importante en dimensions géométriques de la PTH, qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de ce dernier. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique c'est le cas des tiges standards, ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges anatomiques recouvertes d'hydroxyapatite est épousant la morphologie de l'os.

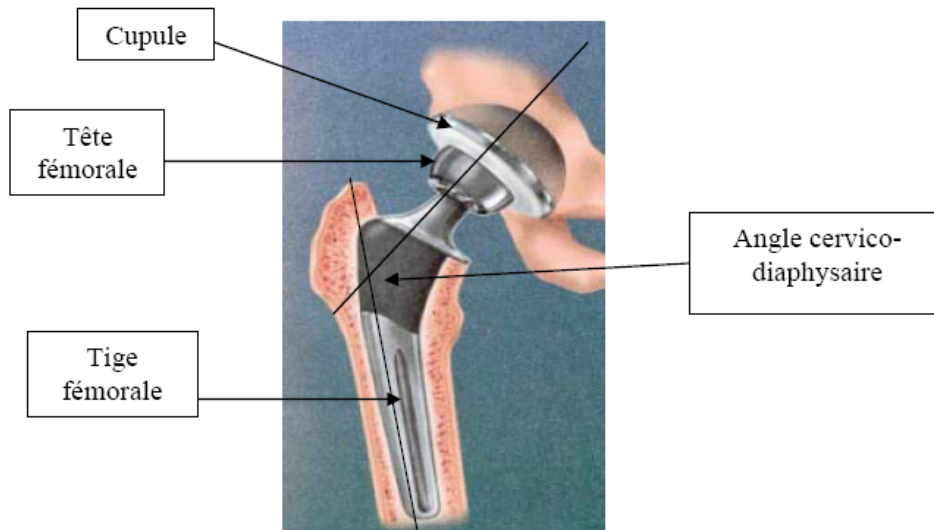


Figure 2 : Prothèse totale de hanche [1]

I.3- COUPLES DE FROTTEMENT

Les familles de prothèses sont définies par le couple de frottement entre la tête de la tige fémorale et la cupule dans le cotyle. On relève 5 types de couples de frottement [1] :

- Métal/PE
- Alumine/Alumine
- Alumine/PE
- Zircane/PE
- Métal/Métal

Le remplacement de l'articulation est assuré par le couple de frottement (figure 3). Ce couple est le point sensible de la prothèse car c'est un lieu d'usure et de concentration des contraintes, ce qui induit respectivement la génération de particules plus au moins tolérées par le corps humain et la déformation interne. Le tableau (1) regroupe les principaux couples utilisés et met en évidence les problèmes liés à ces derniers [7]. Du (tableau 1) on remarque que le couple métal/polyéthylène présente le taux d'usures le plus important, provoquant par là une réaction inflammatoire, connue sous le nom "l'ostéolyse" qui conduit au descellement de la tige fémorale; dans le cas des tiges cimentées. Cet inconvénient limite la durée de vie de ce type de couples, cependant, en substituant la tête métallique par une tête en céramique, on diminue significativement l'usure du PE, augmentant ainsi la durée de vie des prothèses. Toutefois, les têtes d'alumine souffrent de leur relative fragilité, qui limite leur fiabilité. La zircane, quant à elle, offre une bonne résistance mécanique, mais sensible au phénomène de vieillissement, à l'origine de cas de rupture, ce qui a conduit à un ralentissement spectaculaire de l'utilisation de ce matériau.

Par contre, les couples dits "dur/dur" (Métal/Métal ou Céramiques/Céramiques) présentent moins d'usure, quantifié par au moins dix fois par rapport aux couples métal/polyéthylène. Pour les couples métal/métal [10] la deuxième génération, offre de meilleures propriétés tribologiques. Cependant, l'interaction des corps métalliques avec les tissus humains est encore discutée, et les réactions allergiques (métallose) sont courantes. L'utilisation des céramiques, dans la biocompatibilité est bien établie, elle permet de résoudre ces problèmes. Les phénomènes d'ostéolyse, entre autre, ne sont pas présents avec des couples alumine/alumine. Mais l'utilisation de l'alumine présente là encore le risque de la rupture fragile [7].

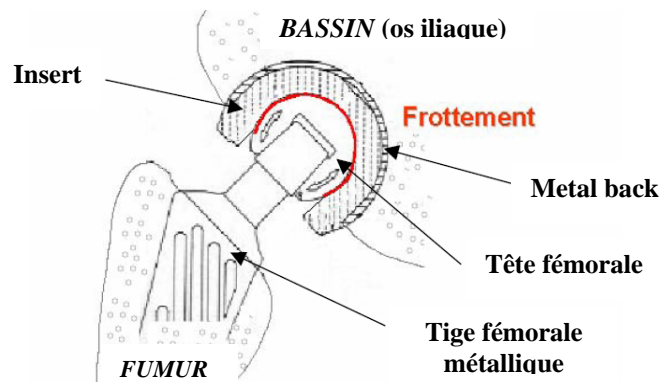


Figure 3 : Représentation schématique d'une prothèse totale de hanche [7]

Couple	Avantage	Problèmes liés
<p>Métal-Métal (alliages Co/Cr) 1956 : 1^{ère} génération, 1987 : 2^{ème} génération,</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Usure très faible pour la seconde génération - Très bonne résistance à la rupture 	<ul style="list-style-type: none"> - Réactions allergiques type métallose - Ostéolyse induite par les débris d'usure
<p>Métal-Polymère 1962 : Polyéthylène à Haute Densité</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne fiabilité jusqu'à 10 ans - Peu coûteux - Couple le plus utilisé historiquement 	<ul style="list-style-type: none"> - Usure du polyéthylène (limite la durée de vie de l'implant) - Particule d'usure induit de l'ostéolyse
<p>1970 : Alumine/Alumine</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Usure très faible - Durée de vie accrue - Pas ou peu d'ostéolyse (conservation de la masse osseuse) 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque de ruptures fragiles - Prix élevé
<p>1976 : Alumine/ Polyéthylène à Haute Densité</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Moins d'usure que les têtes métalliques - Bonne fiabilité jusqu'à 10 ans 	<ul style="list-style-type: none"> - Faible risque de ruptures fragiles - Particules de PEHD induisant l'ostéolyse - Limites en terme de designs proposés (exemple : pas de têtes de 22.2 mm)
<p>1986 : Zircone/ Polyéthylène à Haute Densité</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Moins d'usure que les têtes métalliques - Meilleure résistance à la rupture que l'alumine 	<ul style="list-style-type: none"> - Vieillessement de la zircone pouvant conduire à des ruptures prématurées des têtes et à des dégradations de surfaces

Tableau 1 : Couples de frottement utilisés; avantages et inconvénients [8]

Dans ce contexte [8] le développement des céramiques capables d'allier une haute résistance mécanique et des propriétés tribologiques accrues, tout en s'affranchissant du phénomène de vieillissement, apparaît primordial. Une telle céramique présentait un intérêt évident, non seulement dans le cadre d'un couple à insert PE, mais surtout dans le cadre d'un couple dur-dur (figure 4).

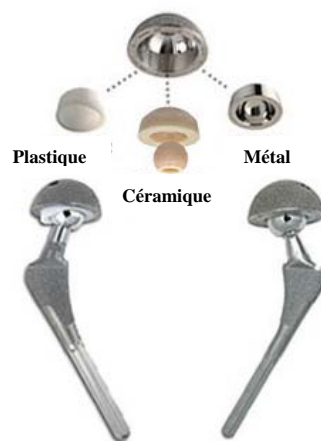


Figure 4 : Couples de frottement [10]

I.4- LES POLYMÈRES DANS LES IMPLANTS

Le spectre d'utilisation des plastiques est très vaste dans le domaine de la chirurgie hystérique ou répartitrice (tableau 2), va de l'endoprothèse (polyéthylène) ou d'un composant du visage (silicone) jusqu'au remplissage de vides (polyamides, polyuréthane), en passant par des artères artificielles (PTFE, silicone, hydrophobes), des surfaces intestinales ou du diaphragme (réseaux de PTFE, silicone) ou encore les fils de suture (polyester). Ces implants sont presque toujours en contact avec le sang et doivent de ce fait répondre à de nombreuses exigences; comme par exemple [12] :

- ✓ absence de monomères libres toxiques,
- ✓ absence d'impuretés et d'additifs solubles,
- ✓ stabilité mécanique et thermique,
- ✓ surfaces hydrophobes.

Polymères	Domaine d'utilisation
Polyéthylène (PE)	Cavité d'articulations artificielles (prothèse de hanches), prothèses de genoux, tendons, ligaments, cathéters, seringues, emballages.
Polypropylène (PP)	Prothèses d'articulations des doigts, valves cardiaques, matériel de suture, seringues, système de dialyse, emballages.
Polytétrafluoroéthylène (PTFE)	Implants de vaisseaux.
Polyméthacrylate de méthyle (PMMA)	Ciments osseux, plombages dentaires, dents artificielles, lentilles de contact.
Polyuréthane (PUR)	Vaisseaux et valves artificielles, peau artificielle, membranes de dialyse, système de transfusion.
Polysiloxane	Implants mammaires, tendons, valves cardiaques, systèmes de dialyse, prothèses de vessie, chirurgie plastique, peau artificielle.
Polyéthylène téréphthalate (PETP)	Vaisseaux sanguins, tendons et ligaments, matériel de suture.
Polychlorure de vinyle (PVC)	Articles à usage unique.
Polyamides (PA)	Matériel de suture, cathéters, seringues, composants de systèmes de dialyse.
Polysulfone (PSU)	Membranes de dialyse, matrice pour matériaux composites.
Acétale de cellulose	Membranes.

Tableau 2 : Utilisation de polymères synthétiques en médecine [11]

I.5- POLYMERES

Les polymères sont des matériaux formés de longues molécules ou macromolécules à liaisons covalentes englobant les matières plastiques et les caoutchoucs [12]. Au cours des dernières décennies, l'emploi des polymères a considérablement progressé, remplaçant souvent des matériaux traditionnels (métaux, bois) ou des textiles naturels (coton, laine, etc.). La classification des polymères se fait suivant trois grands groupes [13] :

- ✓ les thermodurcissables,
- ✓ les élastomères,
- ✓ les thermoplastiques.

Les thermodurcissables deviennent solides irréversiblement, le plus souvent après chauffage. La transformation s'effectue avec réaction chimique (polymérisation). Ils sont formés de monomère ou de groupes de monomères [13].

Les élastomères, couramment appelés caoutchoucs [13], sont des polymères présentant des propriétés élastiques, obtenues après réticulation. Considérés comme des thermodurcissables, leur principale propriété est leur faible rigidité, ce qui leur permet de supporter de très importantes déformations avant rupture.

Enfin, les thermoplastiques qui représentent 80% de la production mondiale de matières plastiques [13]. Les thermoplastiques aussi appelés thermoplastes sont constitués de chaînes plus ou moins linéaires liées entre elles par des forces de Van Der Waals [14]. Selon la régularité de leurs chaînes. Ces polymères peuvent cristalliser (thermoplastes semi-cristalins) ou non (thermoplastes amorphes). Etant donné la faiblesse des forces de Van Der Waals, la majorité des thermoplastes courants ramollissent ou fondent dans une plage de température entre 80 et 225 °C [14].

L'utilisation des polymères est devenue de plus en plus courante dans de multiples domaines d'activités. Le choix d'un matériau polymère se fait désormais parmi un large éventail d'espèces polymères associées à de nombreuses possibilités de mise en forme. La légèreté et le faible coût des polymères font de ce type de matériau l'un de plus utilisé [13].

La stabilité de ces propriétés dans le temps est un facteur déterminant pour une utilisation industrielle. Parmi ces matériaux, nous nous sommes intéressés au polypropylène (PP) qui est un polymère thermoplastique semi-cristallin [15].

La matière se présente essentiellement sous deux états : l'état amorphe et l'état cristallin. L'état amorphe est un état désordonné dans lequel les atomes, ions ou molécules sont disposés aléatoirement dans l'espace. Cet état caractérise notamment les gaz et les liquides, mais aussi quelque solide comme les verres minéraux ou les verres métalliques. L'état cristallin caractérise la matière solide, les atomes, ions ou molécules sont ordonnées de façon périodique dans les trois directions de l'espace. Cette régularité permet la formation de liaison entre les éléments, la nature de ces liaisons variant en fonction des éléments qu'elles relient. Dans un polymère semi-cristallin, les deux états se côtoient. Une partie de la matière parvient à s'ordonner pour former une phase cristalline, tandis que le reste de la matière, moins apte à cristalliser, reste à l'état amorphe [15].

I.5.1- Caractéristiques Générales des Polymères

Dans un grand nombre de polymères, l'arrangement spatial des macromolécules ne présente aucun ordre à grande distance, ou tout au plus une microcristallinité extrêmement imparfaite comme dans le cas du PVC. Ces polymères sont considérés en première approximation comme ayant une structure amorphe. Seules les distances entre atomes proches voisins présentent une certaine régularité (ordre à courte distance). Afin d'augmenter l'entropie de conformation, les chaînes

tendent à former des pelotes irrégulières. Les différentes macromolécules sont intimement enchevêtrées les unes dans les autres. Les matériaux qui ont cette structure présentent différents types de comportement en fonction de la température [16] :

- ✓ à basse température, le polymère est vitreux, rigide, parfois fragile, avec un module d'Young de l'ordre de 1000 MPa,
- ✓ au dessus de la température de transition vitreuse T_g , le comportement mécanique devient viscoélastique puis caoutchoutique avec un module voisinant le 1 MPa, le matériau pouvant subir des allongements hyperélastiques considérables,
- ✓ à des températures encore plus élevées, l'agitation thermique est telle que la diffusion des chaînes devient très aisée. Le comportement est alors celui d'un fluide visqueux ou viscoélastique.

Les polymères dont les chaînes macromoléculaires sont les plus régulières adoptent une structure semi-cristalline. Afin de minimiser l'énergie de conformation, les chaînes se replient sur elles-mêmes pour former des segments réguliers qui s'empilent selon un réseau cristallin de plus forte densité que le polymère amorphe. Cette structure se forme au cours du refroidissement depuis l'état liquide. En raison de la viscosité du polymère fondu et des nombreux défauts des macromolécules, la cristallisation ne peut être ni totale ni parfaite. La structure présente en fin de refroidissement une juxtaposition de cristallites et de zones amorphes résiduelles. Le comportement mécanique de cette classe de matériau présente donc deux températures caractéristiques : la température de transition vitreuse de la phase amorphe et la température de fusion " T_f " de la phase cristallisée. On a donc :

- ✓ en dessous de " T_g " un polymère rigide de module d'Young voisin des polymères amorphes vitreux ;
- ✓ entre T_g et T_f un matériau plus souple (module de Young est de l'ordre de 700 MPa) à cause de la phase amorphe caoutchoutique mais avec une bonne résistance grâce à la présence des cristallites ;
- ✓ au dessus de T_f , un fluide visqueux ou viscoélastique

Les courbes 1 et 2 de la (figure 5) illustrent respectivement le comportement fréquent à température ambiante sous sollicitation uniaxiale à faible vitesse d'un polymère amorphe et celui d'un polymère semi-cristallin, ces derniers font apparaître trois étapes principales [16] :

- ✓ Etape I : Le début de la courbe présente une pente élevée quasi-linéaire à l'origine. Cette partie est appelée réponse viscoélastique. Dans le cas de certains polymères amorphes (courbe 1), un crochet de traction se produit fréquemment à la fin du stade viscoélastique. Cet *adoucissement* est généralement absent chez les polymères semi cristallins (courbe 2), pour lesquels la limite élastique présente une transition quasi-directe.
- ✓ Etape II : La déformation devient irréversible, et la striction se développe. Cette étape est associée en partie au déroulement des macromolécules sous l'effet de la déformation engendrée. La striction se stabilise et la section minimale de l'éprouvette ne diminue quasiment plus. Les épaulements de striction se propagent alors vers les extrémités de l'éprouvette. Cette propagation se traduit par une faible variation de la force alors que l'allongement relatif peut atteindre 1000 %.
- ✓ Etape III : Ce stade, qualifié de durcissement structural vraisemblablement lié à l'orientation des chaînes selon la direction principale de déformation. Lorsque la striction s'est entièrement propagée, la déformation redevient homogène jusqu'à la rupture de l'éprouvette.

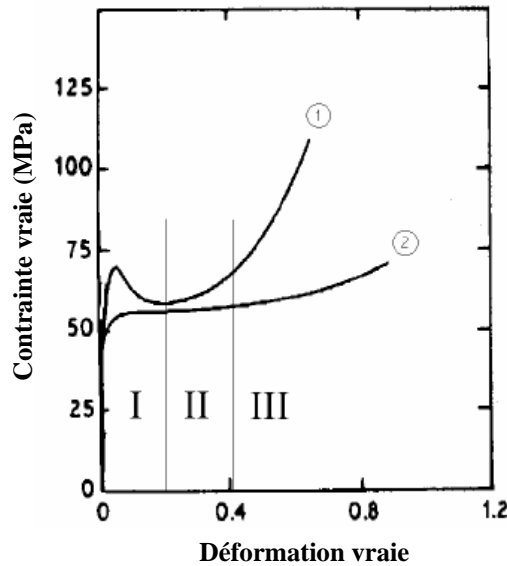


Figure 5 : Evolutions typiques de la contrainte vraie en fonction de la déformation vraie dans le cas d'un polymère amorphe (1) et un polymère semi-cristallin (2) [16]

I.5.2- Différents Types de Comportements Mécaniques

Il y a principalement deux types de déformation : la déformation élastique et la déformation visqueuse (ou plastique). La déformation élastique se caractérise par la linéarité entre la force nécessaire à l'élongation et le taux d'élongation, les déformations étant réversibles [14]. La déformation plastique (ou visqueuse) se caractérise par une déformation résiduelle permanente après le relâchement des contraintes ayant provoqué ces déformations; il s'agit donc, d'une déformation irréversible.

Dans le cas des polymères, ces deux types de déformation se superposent, c'est pourquoi on parle de matériaux viscoélastiques. Les comportements mécaniques des matériaux peuvent être classés dans deux catégories principales, le comportement fragile et le comportement ductile. Un matériau est considéré fragile lorsqu'il se casse dans son domaine élastique, c'est à dire sans subir de déformation plastique avant la rupture. Un matériau est considéré ductile lorsqu'il peut subir de grandes déformations plastiques avant la rupture [14]. Les différents facteurs d'influence sur le comportement mécanique des polymères sont essentiellement :

- ✓ la cristallinité (ou taux de cristallinité) qui correspond au pourcentage en poids de phase cristalline dans le matériau. Les cristaux ont une résistance chimique beaucoup plus élevée que celle de la phase amorphe du même matériau. Les matériaux semi-cristallins sont ainsi généralement beaucoup plus résistants aux solvants organiques que les matériaux amorphes. Cela provient des interactions fortes entre les molécules dans les cristallites, que les solvants ne peuvent dissoudre,
- ✓ la température de transition vitreuse (T_g) correspond à la température à laquelle le polymère passe de l'état vitreux à l'état caoutchoutique. Dans l'état vitreux (températures basses), les mouvements intermoléculaires (glissements des chaînes) sont bloqués. Lorsque les mouvements intermoléculaires sont possibles, c'est l'état caoutchoutique. La température de transition vitreuse dépend donc de la rigidité de la chaîne polymère (une chaîne rigide aura une T_g haute, une chaîne souple aura une T_g basse), de la taille des groupes latéraux (des groupes latéraux grands vont être des obstacles au glissement des chaînes et donc donner un polymère de haute T_g) et la force des interactions intermoléculaires (des interactions fortes donnant une haute T_g),

- ✓ le taux de réticulation correspond à la densité de liaisons pontales entre les chaînes. Il est évident que la présence des liaisons covalentes entre les chaînes (polymères thermodurcissables) donne lieu à des propriétés différentes de celles des polymères purement linéaires (matériaux thermoplastiques) dont les seules liaisons intermoléculaires sont des liaisons faibles (Van Der Waals, ponts hydrogène etc.). Par exemple, les thermoplastiques peuvent être fondus puis re-solidifiés alors que les thermodurcissables se décomposent à haute température mais ne fondent pas.

I.6- GENERALITE SUR LE POLYPROPYLENE (PP)

Le polypropylène (PP) provient de la polymérisation du monomère propylène [14], il fait partie de la classe des polyoléfines. Avec un tonnage représentant 21% du total des matières plastiques. C'est l'un des quatre thermoplastiques les plus utilisés avec le polyéthylène (PE), le polystyrène (PS) et le poly chlorure de vinyle (PVC). On peut distinguer les homopolymères, les copolymères et les compounds [17]. Un homopolymère est obtenu par polymérisation *Ziegler Natta* d'un seul monomère. En l'occurrence le propylène (figure 6), ce dernier est gazeux à température ambiante, très soluble dans l'acier acétique et insoluble dans l'eau.

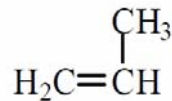


Figure 6 : Formule du monomère propylène [17]

Un copolymère est un assemblage aléatoire ou ordonné d'au moins deux monomères. Dans le cas du polypropylène, il est obtenu par copolymérisation de propylène et d'éthylène. La structure de ces copolymères est semblable à celle des homopolymères avec une distribution statistique des motifs éthyléniques (copolymères statistiques). On estime que 20% de la production de matériaux étiquetés PP sont en fait des copolymères [17].

Les compounds sont des mélanges de PP et d'additifs minéraux ou des mélanges PP/élastomère. Parmi les charges minérales entrant dans la composition de compounds à base PP, citons par exemple les fibres de mica et des composés comme le carbonate de calcium. Les compounds PP/élastomère sont caractérisés par une résistance aux chocs accrue à température ambiante et jusqu'à des températures allant jusqu'à -40°C. Par contre, leur rigidité et leur tenue thermique sont plus faibles que celles des PP non modifié. Citons par exemple les mélanges PP/EPR (Ethylene Propylene Rubber) ou les mélanges PP/EPDM (Ethylene Propylene Diene Monomer).

Avec l'apparition dans les années 1950 des *Catalyseurs Ziegler Natta*. La production de PP croit très rapidement. Le principe de la polymérisation Ziegler Natta est décrit sur la (figure 7), qui consiste à ouvrir la double liaison des carbones pour provoquer un enchaînement des maillons en présence d'un catalyseur.

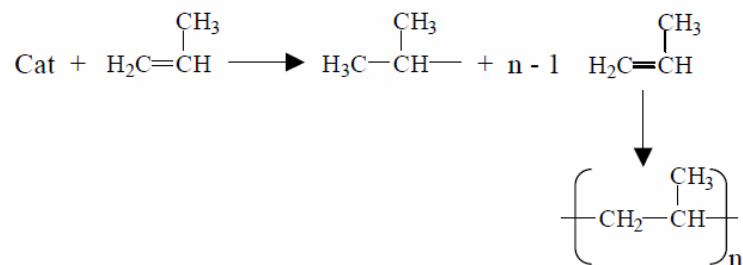


Figure 7 : Principe de la polymérisation Ziegler Natta [17]

Le polypropylène se caractérise par plusieurs propriétés intéressantes comme une faible densité (0.9 g/cm^3), une relative stabilité thermique et une bonne résistance à la dégradation grâce auxquelles le large champ de ses applications industrielles en fait un des polymères le plus utilisé (tableau 3).

Propriétés	Polypropylène
Masse volumique (g/cm^3)	0.9
Contrainte à la rupture (MPa)	30-35
Température de fléchissement sous charge ($^{\circ}\text{C}$)	50-60
Température de fusion ($^{\circ}\text{C}$)	160

Tableau 3 : Caractéristiques du polypropylène [14]

Les possibilités de répartition du groupement méthyle sont nombreuses du fait de l'asymétrie de son carbone porteur (figure 8). Si les regroupements méthyles sont situés du même côté d'un plan formé par les carbones de la chaîne. Le PP est isotactique. S'ils se situent alternativement de part et d'autre du plan, le PP est syndiotactique. Enfin, si la répartition des groupements méthyles se fait au hasard. Le PP est atactique. La quasi-totalité des PP synthétisés dans l'industrie est isotactique. De part ses propriétés semblables à celles d'une cire, le PP atactique est essentiellement utilisé par les fabricants de colles thermofusibles.

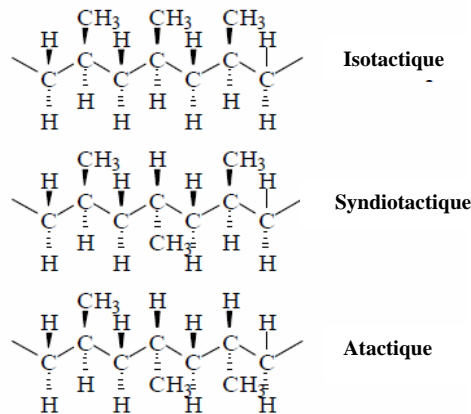


Figure 8 : Tacticité du PP

Lors de la mise en œuvre du PP, plus précisément au cours du refroidissement du matériau fondu, les chaînes isotactiques ou syndiotactiques s'organisent sous forme de lamelles cristallines. Le PP est un thermoplastique semi cristallin, c'est-à-dire qu'une partie des chaînes seulement est impliquée dans l'arrangement cristallin, le reste forme la phase amorphe. La structure la plus fréquente consiste en l'alternance de lamelles cristallines et de zones interlamillaires amorphes comme indiquée sur la (figure 9).

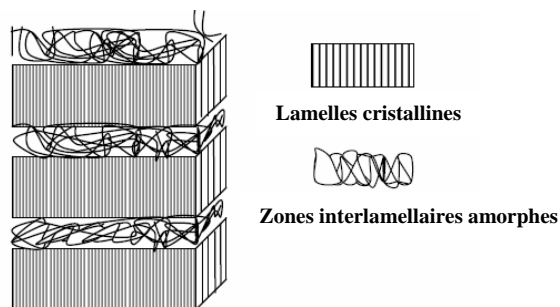


Figure 9 : Lamelles cristallines et zones amorphes

Dans le refroidissement à partir du fondu, les lamelles croissent dans les trois dimensions pour s'organiser en superstructures appelées sphérolites (figure 10). C'est le troisième niveau de l'organisation cristalline. Ces sphérolites sont formées de lamelles cristallines dont la croissance s'effectue à partir d'un germe. Le diamètre des sphérolites est donc déterminé par le nombre de germes de cristallisation par unité de volume et peut varier de quelques micromètres à quelques millimètres [15].

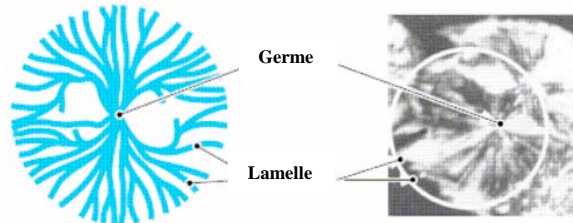


Figure 10 : Structures sphérolitiques

Dans le matériau solide, les sphérolites sont contiguës et leur taille dépend du nombre de germes formés, lui-même lié au degré de surfusion. Lors du refroidissement d'une pièce moulée en PP, le temps de refroidissement augmente de la surface vers le cœur du matériau. De ce fait, on observe une structure dite structure cœur-peau dans laquelle les sphérolites sont de très petite taille en surface, car les germes actifs est très important, et de plus en plus gros vers le cœur du matériau. Dans la pratique industrielle, il est nécessaire d'éviter cette formation de gros sphérolites car les propriétés mécaniques du matériau en sont fortement affectées. L'allongement à la rupture en traction d'éprouvettes de PP passe par exemple de 400% à moins de 20 % pour des éprouvettes mal refroidies, la rupture se produit par fissuration intersphérolitique avant que le phénomène de striction ne puisse se développer [15].

Parmi les agents nucléants inorganiques, les plus utilisés sont les silicates comme le talc et les sels de sodium. Leur utilisation présente de nombreux inconvénients. Tout d'abord, l'efficacité de l'agent nucléant dépend de la taille de ses particules et de leur degré de dispersion dans le polymère. Ces composés inorganiques doivent avoir une taille de particules et de leurs degrés de dispersion dans le polymère de façon uniforme pour être efficace. L'utilisation de 0.1% à 1 % en poids de ces composés pour améliorer les propriétés mécaniques du polymère. En raison de leur insolubilité dans le polymère fondu lors de la mise en œuvre, il est extrêmement difficile d'améliorer la transparence d'une composition polyoléfinique à l'aide de ces composés.

Parmi les agents nucléants organiques, on trouve les dérivés de sorbitol et des polymères à haute température de fusion, tels le polyvinyle cyclohexane. Ces polymères, bien qu'étant efficaces à des taux d'incorporation très faibles (0.001%), présentent les mêmes problèmes que les agents inorganiques lorsqu'il s'agit d'améliorer la transparence d'une composition polyoléfinique.

La température de transition vitreuse du PP isotactique autour de -10°C devrait le rendre souple à température ambiante. Son caractère semi cristallin (entre 40 et 50%) lui confère une certaine rigidité, caractérisée par un module d'élasticité en traction relativement élevé (max : 1.6 GPa). Sa température de fusion comprise, selon les grades, entre 160 et 170 $^{\circ}\text{C}$ et ses propriétés de viscosité intéressantes facilitent sa mise en œuvre. Toutes ces propriétés dépendent bien évidemment des grades de polymère, c'est-à-dire essentiellement de la longueur de chaîne, de la présence possible de nœuds de réticulations, de la polydispersité [17].

I.7- REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

Les premières prothèses articulaires sont apparues en 1888 à Berlin avec **GLUCK** et en 1894 à Paris avec **PEAN**. Ces premières prothèses en ivoire ou en platine irradiée n'ont pas été couronnées de succès [18]. *Gluck* en 1890 a confectionné la première prothèse totale de hanche faite d'une tête fémorale et d'une cupule en ivoire articulées entre elles et fixées à l'os par un ciment de sa composition, fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre (figure 11).

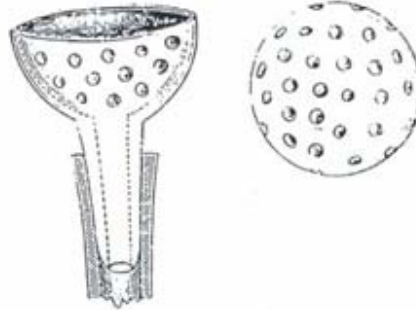


Figure 11 : Prothèse de *Gluck* [16]

SMITH-PETERSEN de Boston, autour de 1930, réalise des moules interposés entre cotyle et tête de fémur en verre qu'il enlève puis des cupules ajustées en Vitallium de tête de fémur qui sont déjà des prothèse définitives recouvrant la tête du fémur [18].

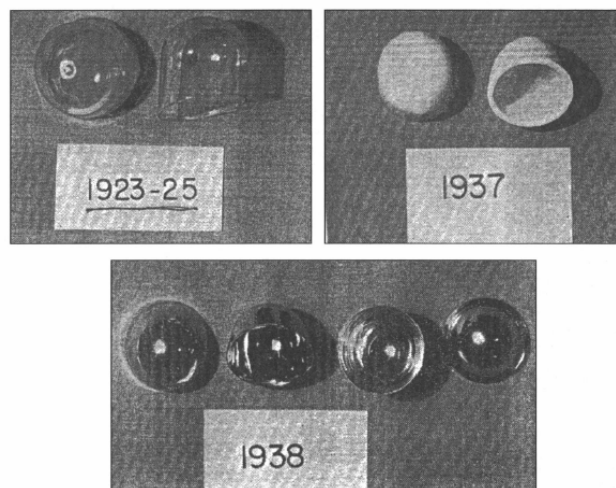


Figure 12 : Cupules fémorales de *Smith-Peterson* (1923-1935) verre (1933), Bakélite (1937), Vitallium (1938) [18]

WILES, en 1938, est à l'origine de la première prothèse totale métal-métal en acier inoxydable avec une cupule vissée dans le cotyle, une tête fémorale fixée à un clou cervical solidaire d'une plaque boulonnée à la face externe de la diaphyse. Six patients atteints d'une maladie de Still ont ainsi reçu cette prothèse et l'un d'eux avait une bonne fonction 13 ans après son opération. **HABOUSH**, en 1939, utilise une prothèse totale dont les pièces en Cobalt Chrome sont fixées à l'os pour la première fois par du ciment acrylique [18].

Dès 1940, les médecins ont étudié la possibilité d'implanter une prothèse pour résoudre les cas d'usure prématurée de l'articulation de la hanche par suite d'accident ou d'arthrose [5]. Des premiers essais de substitution de la tête du fémur par une prothèse ont été réalisés en alliage de cobalt. Cette solution fut abandonnée car le cartilage de la cavité fémorale était rapidement endommagé.

En 1946, les frères **JUDET et al.** [5] utilisaient pour la première fois, une tête en polyméthacrylate de méthyle surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation. Les progrès technologiques ayant augmenté la longévité de la fixation des implants, les problèmes liés à l'usure des surfaces articulaires ont émergé. Par contre, des têtes fémorales et des cupules en céramique (figure 13) ont été développées en raison du faible coefficient de frottement et des excellentes propriétés d'usure de ce type de matériau. Par la suite, l'alliage de titane (figure 12) a été reconnu comme étant un matériau pour implants des plus résistants et des plus biocompatibles. Ses caractéristiques d'usure et de dureté insuffisantes ne lui permettent pas d'être utilisé comme surface articulaire à l'état natif.



Figure 13 : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane [5]



Figure 14 : Prothèse de Judet [19]

La prothèse fémorale de Moore (figure 15), de 1950, est une immense étape pour le choix du matériau (Vitallium) et la forme de prothèse [18].



Figure 15 : Prothèse de Moore [19]

Depuis 1950, on réalise des prothèses totales composées d'une tige métallique et d'une tête sphérique venant s'insérer dans une cupule rapportée dans la cavité fémorale. Les principaux problèmes à résoudre étaient relatifs à l'encrage de la prothèse dans le tissu osseux et à l'usure des parties en frottement [3]. Les années 1950 voient l'idée de réunir une cupule métallique placée dans le cotyle et une prothèse fémorale, depuis l'idée remarquable de Wiles en 1940 jusqu'aux réussites de Mc Kee en 1951 (figure 16) [23].



Figure 16 : Prothèse de McKEE [19]

Sir **John CHARNLEY** (1911-1982), remplace un acetabulum arthritique par un implant en téflon [19]. Ce premier essai était un échec mais il tente à nouveau l'expérience, avec succès, en utilisant un implant en polyéthylène et une tête fémorale de diamètre 22,2 mm en acier (figure 16). Ce couple de matériaux à l'avantage de réduire les contraintes de frottement générées au niveau des surfaces de contact. A partir de 1968, Sir *John Charnley* réalise avec succès de nombreuses implantations de ce que l'on nomme dorénavant des Prothèses Totales de Hanche (PTH). Le second changement le plus significatif, en ce qui concerne la réduction de l'usure, est le remplacement des cupules en polytétrafluoroéthylène (PTFE), par des cupules en polyéthylène à Haute Densité (PEHD). Les têtes en céramique apparaissent une dizaine d'années plus tard. L'utilisation du couple Alumine-PEHD débute en 1974 et celle du couple Zircône-PEHD en 1986.



Figure 17 : Prothèse de Charnely [19]

L'utilisation de la méthode des éléments finis dans la résolution de problème de biomécanique orthopédique a débuté voici une quarantaine d'années (BREKLMANS, POORT et SLOOF [1972]). Après des débuts assez lents dus pour l'ensemble à la complexité des structures biologiques et au manque de données mécaniques précises sur les matériaux concernés, dans les années 1980 cette manière de faire connaît une croissance rapide [20].

La majeure partie de ces études sur les biomécaniques utilisés dans orthopédie concerne surtout la simulation numérique des champs de déplacements et de contraintes apparaissant dans certaines régions de l'architecture osseuse normale ou appareillée, par exemple dans :

- ✓ certains os ou parties d'os : fémur, tête de fémur, tibia,
- ✓ des articulations, comme la hanche, le genou, les disques intervertébraux et les prothèses correspondantes,
- ✓ certaines fractures et leurs réductions à l'aide de joints et de fixation.

Dès 1973, **HARRIS et WHITE** [20] proposaient une solution aux échecs acétabulaire : blinder l'implant lui-même en le revêtant d'un metal-back plutôt que d'armer le support osseux. La cupule en polyéthylène blindée était cimentée. Après 10 ans d'implantation, les résultats étaient catastrophiques : 100% des cas de patients âgés de moins de 30 ans étaient repris ou présentaient une cupule ayant migré. L'analyse de cet échec a conduit à remettre en cause, comme pour la cupule en céramique cimentée, une trop grande rigidité du metal-back.

C'est à **BOUSQUET** [21] que revient le mérite d'avoir défini le concept original de la cupule à double mobilité. La tête prothétique est mobile dans un polyéthylène rétentif, lequel reste libre dans une cupule métallique. Les premières ébauches du projet germent au début des années 1970. Les premières implantations datent de 1975. L'idée de base de la cupule de **BOUSQUET** était d'associer les avantages de deux systèmes différents et, a priori, difficilement superposables. Le premier système vise à limiter l'usure de l'insert polyéthylène dans un principe de *low friction* telle que l'avait décrit **Charnley** en utilisant des têtes prothétiques de petit diamètre et une cupule de polyéthylène plus épaisse. Le résultat est une usure retardée du polyéthylène mais une stabilité moindre de la prothèse avec un risque de luxation accrue. Le deuxième système a pour objectif de procurer une stabilité intrinsèque de l'articulation en réimplantant une «tête fémorale» aux dimensions proches de l'anatomie originelle du patient (principe de *McKee-Farrar*). Ce principe conduit à utiliser une grosse tête fémorale avec un insert de polyéthylène moins épais. Il en résulte une bonne stabilité limitant les luxations, mais favorisant l'usure prématurée du polyéthylène [27].



Figure 18 : Système à double mobilité

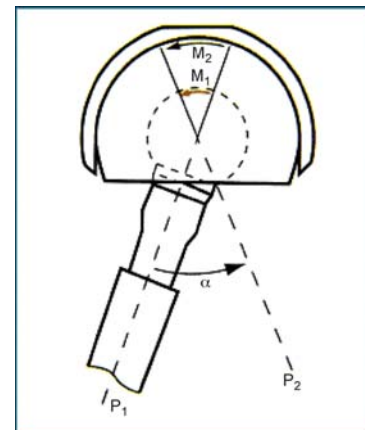


Figure 19 : Schéma du système à double mobilité ; M_1 est toujours plus petit que M_2

CARTER, VASU et HARRIS [1982] ont obtenu par une analyse basée sur la méthode des éléments finis le champ des contraintes engendré dans un cotyle avec une cupule en polyéthylène d'une part, en polyéthylène renforcé par une enveloppe extérieure de métal d'autre part. Ces auteurs ont relire

que le champ de contraintes engendré au niveau de l'épaisseur de métal, ayant pour effet de diminuer les contraintes dans le ciment acrylique adjacent [20].

BERNADOU, CHRISTEL et CROLET [1984] proposent une méthode de simulation numérique permettant de calculer les contraintes principales dans les différents composants de cupule de prothèse totale de hanche ainsi que les vecteurs de contraintes aux interfaces cupule-ciment et ciment-os. Les résultats obtenus permettent d'expliquer les phénomènes de descellements de manière très cohérente avec les observations cliniques [20].

SAHA et PAL ont étudié l'influence de la présence de fils métalliques sur les propriétés en traction, flexion et cisaillement du PMMA et ont montré que la résistance à la rupture du PMMA soumis à ces efforts était augmentée de manière significative lorsque le ciment était renforcé [5]. Les auteurs affirmaient cependant qu'il n'était pas possible d'utiliser des fils métalliques dans une arthroplastie cimentée en raison de l'espace annulaire restreint entre la prothèse et l'os, et que pour cette raison, un renforcement par des fibres de carbone ou d'autres était plus adaptées.

TIPPER et al. [2001] ont réalisé une étude dont le but était de comparer les volumes d'usure et les débris générés dans l'articulation de la hanche par des couples de frottement en Zircon-PEHD, Métal-Métal et Céramique-Céramique, en utilisant un simulateur articulation de la hanche avec les mêmes conditions que l'articulation naturelle [22]. Cette étude a révélé des différences significatives dans les volumes d'usures et dans la taille des particules à partir des trois prothèses différences. En outre, cette étude a montrée que les matériaux de substitution tels que Métal-Métal ou Céramique-Céramique peuvent offrir un avantage considérable par rapport au PEHD utilisé comme matériau de support, tant en termes de volume d'usure.

WU et HUNG [2002] proposent des algorithmes informatiques en utilisant la méthode des éléments finis pour l'estimation de l'usure apparaissant au niveau des articulations de la hanche artificielle [23]. Ils ont montrés que les algorithmes sont utiles et efficaces pour la compréhension de ce type du comportement.

FOUCAT [2003] a étudié les effets thermiques et mécaniques de la présence d'un tissu métallique au sein du ciment de scellement des cupules de prothèses totales de hanche. Cette étude a été menée dans le but d'augmenter la durée de vie d'une arthroplastie en améliorant la stabilité des implants acétabulaire cimentés. Ce travail de recherche a permis de mettre en évidence certains paramètres à prendre en compte dans l'association PMMA-tissu métallique du matériau composite de scellement des implants acétabulaire des prothèses totales de hanche cimentées. L'auteur pense qu'il serait bon de poursuivre la modélisation aux éléments finis en prenant en compte d'autres cas de charge surtout le phénomène de retrait, afin de vérifier expérimentalement le rôle d'armature de couture du grillage à l'interface ciment-os soumis à des contraintes de cisaillement [5].

SFANTOS et ALIABADI [2005] utilisaient la méthode des éléments finis pour analyser le phénomène d'usure dans la prothèse totale de hanche, plusieurs exemples y compris des périodes différentes au niveau de la cupule. La tête fémorale et la cupule sont simulées dans les mêmes conditions de chargement en utilisant différentes tailles de la tête fémorale et divers matériaux [24].

KORHONEN et al. [2005] simulent par la méthode des éléments finis et des essais expérimentaux afin d'analyser l'effet de la géométrie et de l'angle de l'abduction sur les contraintes dans une cupule cimentée en PEHD. Ils ont montré que la conception géométrique, l'épaisseur et l'angle d'abduction de la cupule, ainsi que le jeu entre la cupule et la tête fémorale modifier de façon significative les contraintes mécaniques subies par la cupule en PEHD cimentée [25].

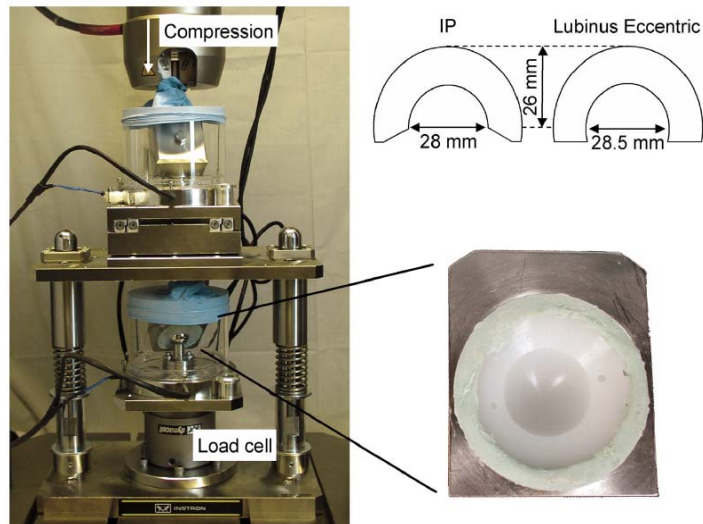


Figure 20 : Simulateur de prothèse de hanche [32]

HAUSSELLE [2007] a étudié la dégradation par chocs des têtes et cupules de prothèses totales de hanche, il est testé la résistance aux chocs. Les essais ont été réalisés à l'aide d'une machine de chocs; il est utilisé des prothèses constituées des deux biocéramiques les plus utilisées en orthopédie : la zircone et l'alumine [26]. De plus, des modélisations par éléments finis ont été menées afin de simuler la croissance de défauts dans les biocéramiques et de comparer les résultats obtenus, en terme de durée de vie, avec les résultats expérimentaux, ceci dans le but de déterminer les paramètres les plus influents concernant la résistance aux chocs de ces prothèses.

BOUIADJRA, BELARBI et BENBAREK [2007] ont utilisé la méthode des éléments finis pour analyser le comportement d'une fissure située dans le ciment du cotyle reconstruit par le calcul des facteurs d'intensité de contrainte le long de face de fissure [27].

WITZEL, RIEGER et EFFENBERGER [2007] ont fait une étude basée sur les éléments finis à partir d'un modèle tridimensionnel d'une hanche a permis de calculer les contraintes générées sur une cupule vissée durant la marche. Pour cette étude, deux cupules différentes ont été analysées, une cupule hémisphérique vissée et une cupule vissée de type conique. Ces différentes cupules entraînent des contraintes différentes. L'angle d'inclinaison augmente dans les cupules hémisphériques et diminue dans les cupules de type parabolique conique [28].

RIXRATH E et al. [2007] ont fait l'analyse de l'effet de la géométrie d'une aspérité sur les mécanismes d'abrasion de la surface de la cupule en UHMWPE ainsi que la formation de particules d'usure. Il s'agit de simuler une aspérité rigide glissant sur la surface de la cupule en polyéthylène en utilisant la méthode numérique particulière appelée «Smoothed Particle Hydrodynamics» (SPH) De nombreuses études expérimentales portent sur l'identification des différents processus d'usure tels que l'abrasion, l'adhésion et la fatigue présents au sein d'une prothèse totale de hanche [29]. Les modèles numériques permettent de simuler ces différents mode d'usure afin d'évaluer les variables internes (efforts, champ de contraintes, champ de déplacements...) difficilement analysables à l'aide des méthodes expérimentales. Comparativement aux modèles généralement développés qui sont basés sur la méthode des éléments finis, la méthode SPH utilisée dans cette étude, présente la particularité de décrire un ensemble de particules réparties dans un domaine sans exiger la construction d'un maillage. Cette approche permet ainsi de simuler des problèmes d'endommagement, de fissuration et d'arrachement de matière en s'affranchissant de la reconstruction du maillage inhérent aux grandes distorsions.

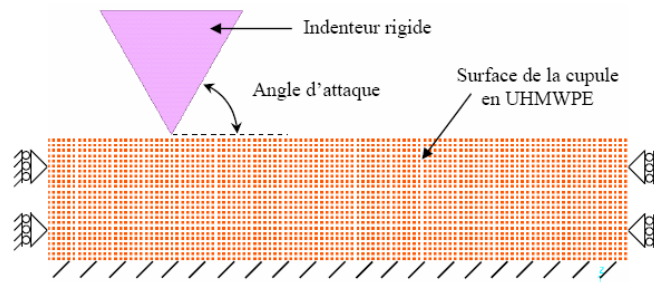


Figure 21: Modélisation SPH [29]

Le modèle développé dans cette étude montre que l'endommagement de la surface de la cupule en polyéthylène ainsi que la formation d'un débris d'usure sont conditionnées par l'angle d'attaque de l'aspérité lié à sa géométrie. A l'aide de ce modèle, d'autres paramètres tels que les modes d'usure, les couples de matériaux en contact et les conditions de chargement pourront également être évalués. Ce modèle contribue ainsi à une meilleure compréhension de l'endommagement des biomatériaux utilisés dans les arthroplasties [29].

YOUSIF [2007] ont fait des travaux sur les principales des caractéristiques réelles et artificielles de l'articulation de la hanche, leurs modes de défaillance et les facteurs responsables de ces échecs. Il présente la plupart des cas les plus courants qui se produisent fréquemment, et analyse les facteurs qui conduisent à l'échec dans les articulations de la hanche réels et artificiels. Le défaut du matériau polymère de cimentation, l'usure de la cupule polymère, et une fracture de fatigue de la prothèse métallique sont les types les plus communs de l'échec [30].

BOULILA, JENDOUBI et ZGHAL [2008] simulent l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des PTH à couples de matériaux différents. Trois couples de matériaux (PE/Inox, PE/Céramique et Céramique/Céramique) sont analysés en vue de choisir le couple qui offre une meilleure bio fonctionnalité. Ils font une simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des PTH à couples de matériaux différents. Ils mettent en relief les effets du diamètre interne du cotyle, du type de chargement et la nature des biomatériaux utilisés sur le fonctionnement et la fiabilité des prothèses étudiées. Ils concluent que le maximum de contrainte le long de l'épaisseur de cotyle est localisé à 5.5mm de profondeur pour le polyéthylène et il est pratiquement en surface pour la céramique. Ceci montre le caractère rigide de ce dernier matériau [31].

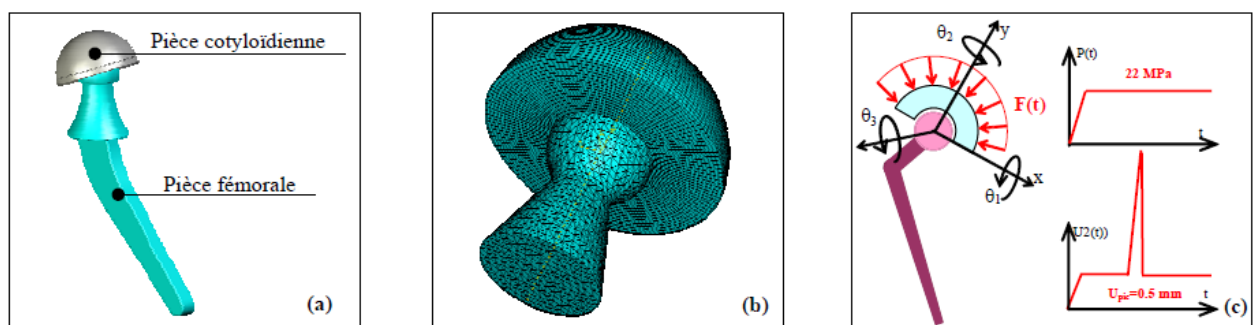


Figure 22 : Modèle 3D du système PTH (a) Maillage de la PTH (b) Condition aux limites et chargement (c) [31]

HAUSSELLE et DRAPIER [2008] ont simulé une modélisation de la croissance de défauts dans des cupules de prothèses de hanche en zircone soumises au phénomène de décoaptation. Un modèle par éléments finis a été développé et les résultats ont été exploités afin de simuler l'évolution de la

probabilité de rupture de cupules en zircone au cours du temps. Des simulations seront ensuite réalisées avec divers matériaux et design de prothèses, en particulier pour différentes valeurs du rayon du chanfrein définissant le bord de la cupule. Il serait de plus intéressant de modéliser la dégradation des propriétés [32].

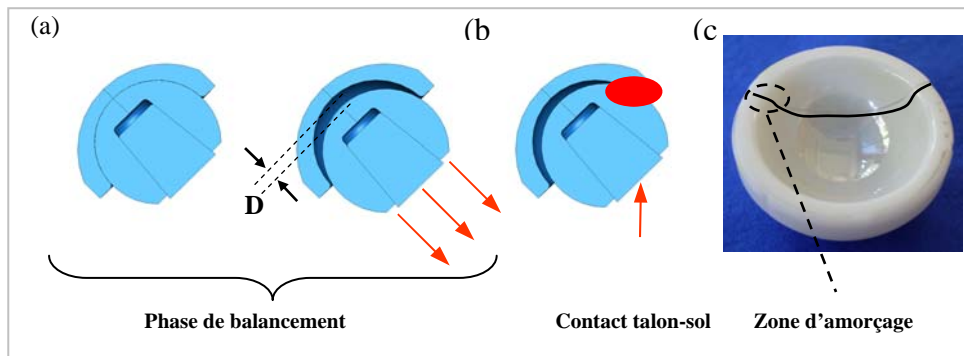


Figure 23: Le phénomène de décoaptation peut survenir au cours du cycle de marche : (a) Phase de balancement de la jambe. (b) Contact entre la tête et le bord supérieur de la cupule. (c) Les tests réalisés sur machine de chocs ont permis de reproduire ce type de rupture, avec une zone d'amorçage sur le bord et en surface [32]

L'algorithme de croissance des défauts mis en place, combiné aux simulations par éléments finis, permis de calculer des probabilités de rupture de cupules sollicitées en chocs et de mettre en évidence le rôle prépondérant des défauts de surface. Un travail en cours vise à simuler plus finement les mécanismes de dégradation en surface, notamment en tenant compte de l'érosion au cours du temps et de la forme des défauts. Des simulations seront ensuite réalisées avec divers matériaux et design de prothèses, en particulier pour différentes valeurs du rayon du chanfrein définissant le bord de la cupule. Il serait de plus intéressant de modéliser la dégradation des propriétés mécaniques due à la croissance des porosités [32].

RIXRATH [2008] fait une contribution numériques a l'étude de l'usure des prothèse totales de hanche, des modèles analytique et numérique macroscopiques ont été développés afin d'analyser la répartition des pressions de contact et leur amplitude à l'interface tête prothétique-cupule en fonction du jeu radial et de l'épaisseur de la cupule et du positionnement de la cupule. Les résultats obtenus à partir de ce modèle montrent que l'état de dégradation du polyéthylène ainsi que la géométrie de l'aspérité jouent un rôle majeur sur la formation de débris d'usure. Plus le matériau vieillit plus sa capacité à former des débris d'usure est importante [33].

BOULILA et al. [2010] ont effectuée un travail sur la température rencontrés à l'interface tête de PTH-cupule acétabulaire en utilisant la méthode des éléments finis. Pour cela, ils ont développés un modèle thermique basé sur l'exploitation du chargement physiologique subit par l'articulation coxo-fémorale. La connaissance des gradients de température à l'interface permet de mieux évaluer le dommage des cupules acétabulaire, généralement en polyéthylène PEHD [34]. Les résultats obtenus montrent que la température à l'interface peut dépasser les 44°C strictement supérieur à la température du corps humain. Cette élévation de température peut contribuer à l'endommagement de l'interface et déclencher le processus d'usure.

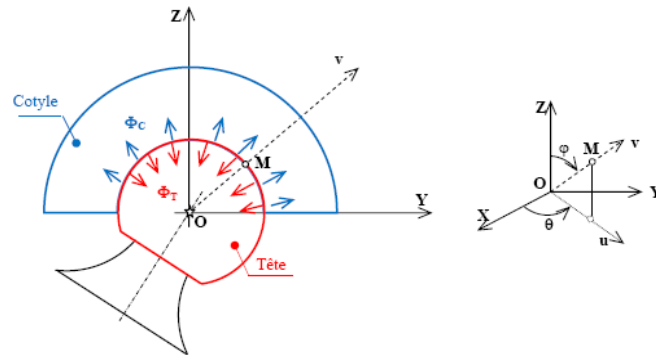


Figure 24 : Formulation du problème thermique [34]

Les différents couples de matériaux fréquemment utilisés et faisant l'objet de cette étude sont le polyéthylène (PEHD) pour les cotyles, la céramique (Al_2O_3) et l'acier inoxydable (316L) pour les têtes de PTH. Le modèle numérique utilisé dans cette étude a permis de mettre en oeuvre l'effet de l'élévation du gradient de température à l'interface cotyle-tête de PTH sur le comportement à l'usure des PTH. Elle présente les flashes de température comme étant des éléments qui s'ajoutent à l'ensemble des paramètres gouvernant l'usure des PTH. Les détails de cette étude montrent que l'exploitation d'un couple de même nature (céramique ou métal) peut réduire considérablement le gradient de température [34].

SID [2011] simule par la méthode des éléments finis la réponse physique d'une pièce cotyloïdienne de prothèse totale de hanche en différents couples de frottements et montré les différents champs des contraintes et des déformations [35].

Plusieurs études ont été menées, [36] dans le but d'analyser le comportement mécanique in vitro de la tige fémorale ou du ciment orthopédique. On peut citer :

- ✓ les travaux expérimentaux de **Raimondi et Pietrabissa** qui portent sur l'analyse de l'effet de l'épaisseur du ciment sur la localisation et l'amplitude de la contrainte de traction maximale,
- ✓ les travaux expérimentaux de **Skallerud et Pettersen** menés sur une série de prothèses cimentées dans le but de déterminer la charge de défaillance dans le ciment. Plusieurs épaisseurs de ciment ont été utilisées et les essais ont été réalisés jusqu'au descellement de la prothèse ou la rupture du ciment orthopédique,
- ✓ les travaux de simulation numérique réalisés par **Ramos, Fonseca et Simoes** qui consistent à analyser l'effet de la forme de la section droite de la tige fémorale sur la répartition des contraintes et de l'étendu des zones comprimées et tendues au niveau du ciment orthopédique,
- ✓ les travaux de simulation numérique réalisés par **Kadi, Azouaoui et Boukharouba** qui consistent à analyser l'effet de l'épaisseur du scellement sur la répartition des contraintes de traction et de compression le long d'une tige fémorale et au niveau de la section droite du ciment orthopédique.

I.8 - CONCLUSION

L'objectif de cette première étude bibliographique était d'évaluer le bénéfice des différents types de cupule de prothèses totales de hanche.

L'étude des prothèses totales de hanches a été sérieusement entamée au début des années 40. Plusieurs auteurs se sont intéressés particulièrement au phénomène d'usure et de déformation de la cupule. Nous avons voulu à travers cette présente étude bibliographique d'essayer de dégager quelques éléments de réflexion et de définir des repères pour notre travail [31,36].

Dans cet historique ce sont les concepts les plus libres, les idées les plus «modernes», qui sont apparus en premiers. Puis la pensée reprend une stratégie plus en accord avec les progrès techniques d'une époque. Lors de cette seconde phase s'élabore un compromis avec l'évolution des technologies du moment : métallurgie, chimie macromoléculaire, physique, informatique, etc.

Nous attirons l'attention que certaines références ne nous sont pas disponibles mais nous nous sommes permis de les citer car elles reviennent souvent, avec des commentaires, dans les travaux de [3, 5, 7, 20].

CHAPITRE

III

Comportement Mécaniques
d'une Tige Fémorale et d'une
Cupule d'une PTH

Chapitre II : Comportement Mécaniques d'une Tige Fémorale et d'une Cupule d'une PTH

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats d'une modélisation, par éléments finis réalisée sous ANSYS, du comportement mécanique in-vitro de tige fémorale et des cupules d'une PTH. Pour la cupule nous avons utilisé des courbes expérimentales contraintes-déformations obtenues par des essais de traction sur un polypropylène (PP) extrudé à l'état solide [4,5], traité par le procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales (ECAE) en vue d'améliorer les propriétés mécaniques du matériau extrudé. Les deux points focaux de ce travail c'est d'analyser la nouvelle répartition des contraintes au niveau de la cupule en utilisant un nouveau matériau obtenu par extrusion et analyser la répartition des contraintes le long de la tige fémorale en utilisant un nouveau montage d'essai dans un nouveau montage d'essai de fatigue en respectant les principes de la norme ISO 7206 (sans et avec couple de torsion).

II.1- INTRODUCTION

Les méthodes numériques et notamment celles utilisant les éléments finis peuvent être une véritable alternative aux essais expérimentations *in vitro*, souvent coûteuses et difficiles à mettre en œuvre. Le principe de la méthode des éléments finis est de discrétiser une structure continue en un nombre fini de petits volumes élémentaires; appelés éléments, définis par leurs sommets (les nœuds), constituant ainsi le maillage de la structure. La réponse mécanique à une sollicitation est approchée en tout point de la structure.

Dans un premier temps, l'objectif principal est de simuler le comportement mécanique in-vitro d'une cupule fabriquée dans un polypropylène extrudé à l'état solide, sous l'effet de sollicitations engendrées par le corps.

Dans un second temps, simuler le comportement mécanique d'une tige fémorale standard fabriquée dans un alliage à base de (Cr-Ni-Mo), cimentée.

L'analyse du comportement in-vitro requiert :

- ✓ la détermination de la répartition des contraintes engendrées le long de la cupule et le long de la tige fémorale,
- ✓ la localisation du point chaud et l'évaluation de l'amplitude de la contrainte et déformations au niveau de la cupule et de la tige fémorale, généralement contrainte responsable de la défaillance et même parfois de la rupture de la cupule et de la tige en service,

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes en comparant la localisation du point chaud et du niveau de contraintes pour les cas analysés. Nous utilisons pour la modélisation numérique le code de calcul par élément finis ANSYS.

II.2- MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS

A la différence des techniques expérimentales, la modélisation numérique et en particulier; celle utilisant les éléments finis «MEF» appliquées aux différents composants d'un squelette humain par exemple (hanche, le genou, etc.), offrent des possibilités d'analyser et de quantifier les contraintes et les déformations engendrées par l'application de charges à moindre coût [2].

Ces techniques, malgré leurs limites, permettent aisément d'analyser le niveau de contraintes et de déformations, en tout point de la structure et dans n'importe quelle direction, est non seulement au niveau de la surface; comme dans le cas des mesures, par jauges d'extensométrie par exemple, lors des essais expérimentaux. La méthode «MEF» permet aussi d'analyser un comportement mécanique sous différents aspects; linéaire, non linéaire, contact, etc., [2].

En vu d'améliorer le comportement des cupules en service, d'idée est d'utiliser le PP extrudé à l'état solide. Par contre, pour la réalisation des essais de fatigue sur tiges fémorales, nous proposons un montage d'essais qui respect d'état d'esprit de la norme ISO 7206.

II.3- PROCEDE D'EXTRUSION COUDEE A AIRES EGALES (ECAE)

Pour les métaux, les procédés de grandes déformations plastiques sont des techniques nécessaires pour le raffinement de la microstructure des matériaux [35]. Dans le cas des polymères, le processus d'extrusion angulaire à aires égales (ECAE) a été utilisé pour la première fois par *Segal* au début des années 80 [5]. Ce procédé consiste à imposer une déformation plastique contrôlée à un échantillon à travers une matrice comportant deux canaux de sections identiques qui se rejoignent selon un angle donné appelé angle au coude (figure 25). L'un des avantages de ce procédé, la géométrie de l'échantillon extrudée n'est pas modifiée et la section après extrusion reste conservée.

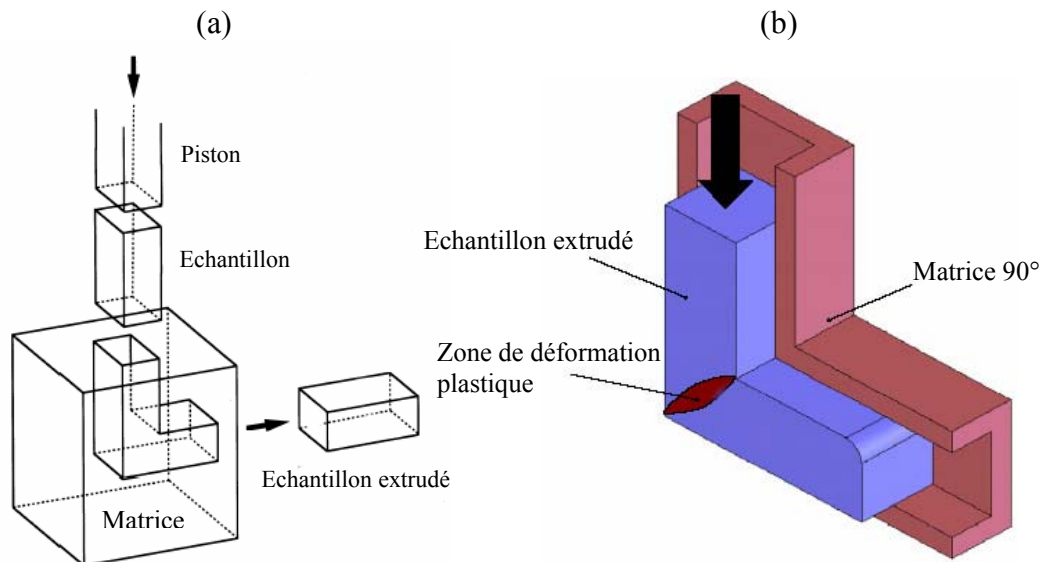


Figure 25 : Schéma du principe ECAE [5]

Le principe consiste donc, à extruder un matériau dans une matrice composée de deux canaux à sections égales formant un angle Φ généralement compris entre 90° et 135° . Les caractéristiques géométriques de la matrice (figure 26) sont des paramètres essentiels d'ECAE. Si, par exemple, l'angle Φ est pris proche de 120° , l'échantillon extrudé subit une faible déformation avec un faible d'effort appliqué. Pour atteindre des déformations très importantes il est nécessaire dans ce cas de multiplier le nombre de passes [4]. Cependant, prendre un angle Φ proche de 90° , permet d'atteindre les déformations plastiques plus importantes et des tailles de grains plus réduites. Un second angle ψ , caractérisant l'angle au coude de la matrice. Il définit la forme circulaire de raccordement des deux canaux. Afin de rendre plus facile l'extrusion de l'échantillon le coin extérieur du coude canal de la matrice peut être arrondi [4].

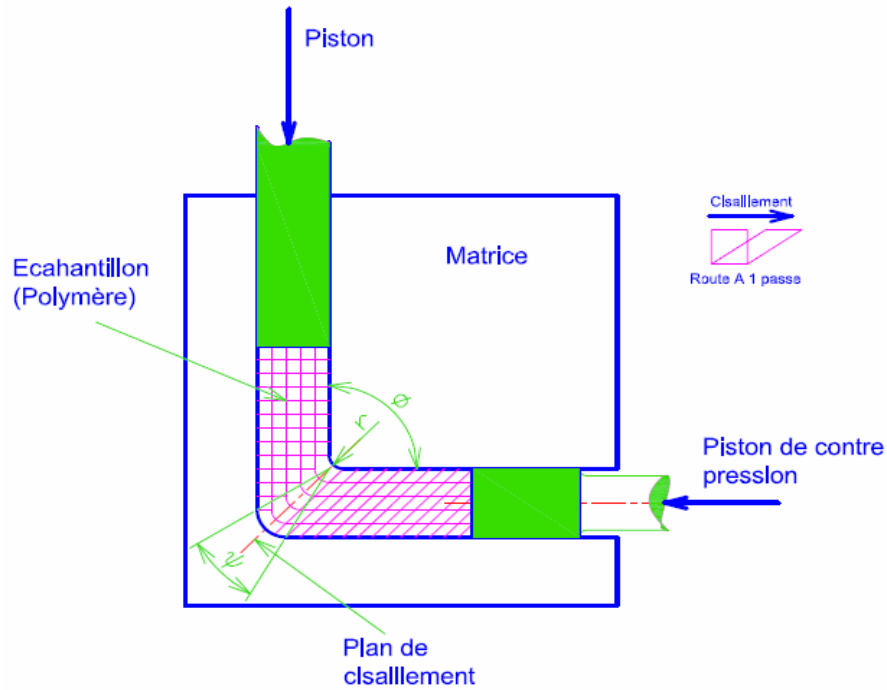


Figure 26 : Représentation schématique de processus de l'ECAE (Φ : angle canal, r : rayon intérieur et ψ angle externe de coin) [4]

Le polypropylène (PP), traité par le procédé d'ECAE est utilisé pour la conception et la modélisation d'une nouvelle cupule de la prothèse totale de la hanche, obtenu en utilisant le dispositif expérimental développé par les membres du Laboratoire de Mécanique Avancée LMA/USTHB (figure 27) [5]. Ce dispositif permet d'extruder des échantillons de forme de parallélépipèdes de section carrée de 10 mm de côté sur une longueur de 100 mm, sont extrudés à température ambiante, à différentes vitesses à l'aide d'une machine de traction/compression. Lors du passage dans le dispositif, les échantillons extrudés présentent une forme cisailée (figure 28). Il est intéressant de noter l'effet de la vitesse d'extrusion sur le niveau de la déformation plastique des échantillons (figure 28) [4].

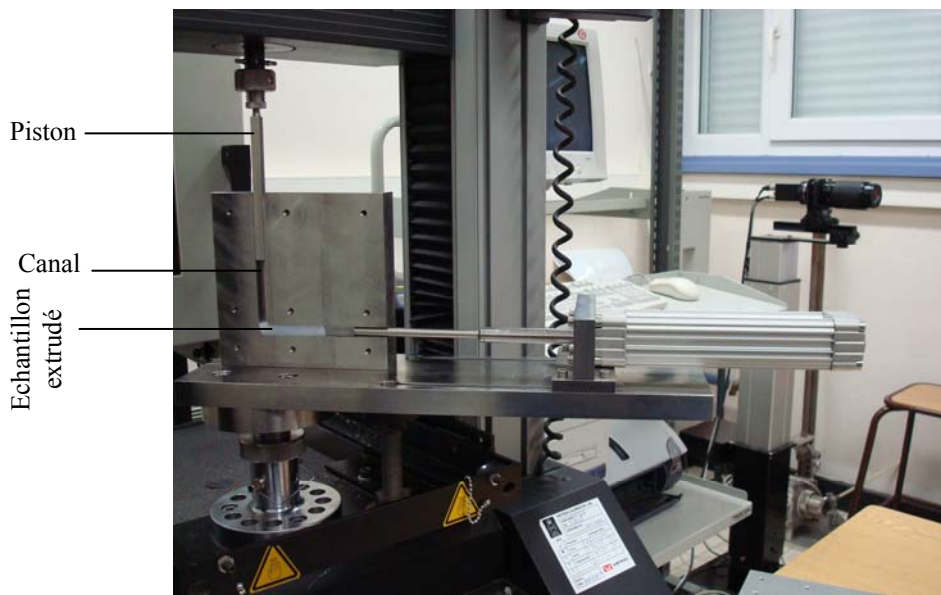


Figure 27 : Dispositif expérimental d'extrusion Coudée à Aire Egale [5]

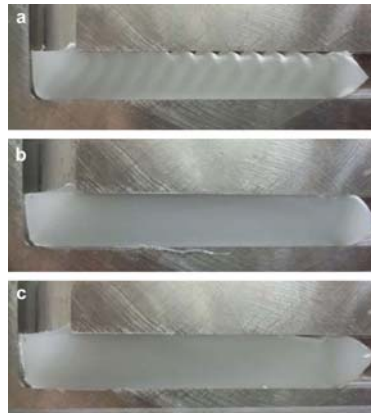


Figure 28: Photographies du PP extrudé sans contre pression pour différentes vitesses d'extrusion (a) 45 mm/min, (b) 4.5 mm/min, (c) 0.45 mm/min [4]

II.3.1- Caractérisation Mécanique du PP Extrudé

Pour notre modélisation nous avons besoin des résultats d'essais. Les éprouvettes de traction sont usinées dans les échantillons du PP traité par le procédé ECAE. Les essais ont été conduits à une vitesse de 0,75 mm/min. Les résultats obtenus sont montrés dans la figure (29) [4]

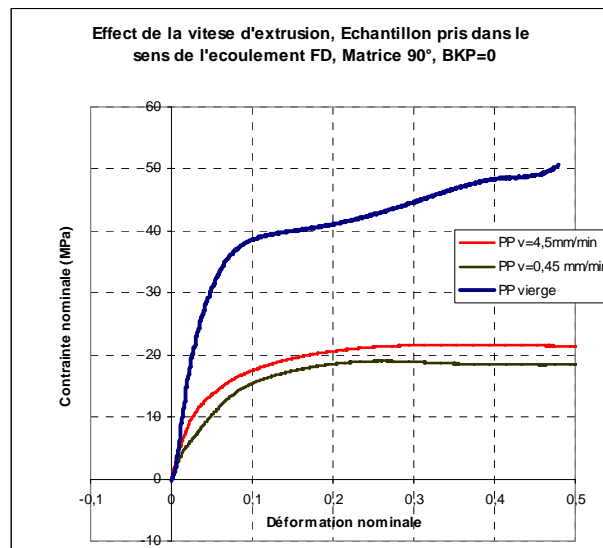


Figure 29: Exemple courbes contrainte-déformation des échantillons de PP vierge et du PP extrudé à différentes vitesses d'extrusion [4]

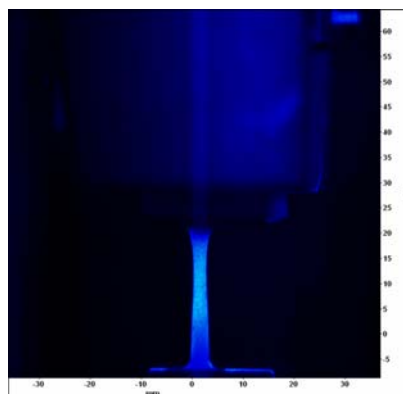


Figure 30: Echantillon de traction de PP de 12.5 mm après l'ECAE et sans contre pression à vitesse de 4,5 mm/min [4]

La recherche par essais du champ de déformation le plus uniforme possible après extrusion, a nécessité [5] un travail d'optimisation des paramètres d'extrusion, paramètres géométriques liés à la matrice et les paramètres d'ECAE.

II.4- Modélisation Numérique du Comportement Mécanique In-Vitro d'une Cupule de PTH

Dans cette première partie de ce travail de modélisation, on va analyser, par une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, le comportement mécanique d'une cupule de PTH en polypropylène pour deux cas de figure, cupule en polypropylène vierge et cupule en polypropylène extrudé à l'état solide. Le calcul par la méthode des éléments finis nécessite de respecter les étapes suivantes [2] :

- ✓ la génération graphique d'un modèle géométrique,
- ✓ la discrétisation du modèle généré en le partageant en éléments finis,
- ✓ la définition des propriétés du matériau du modèle (module de Young, coefficient de poisson, etc.),
- ✓ l'application du chargement et des conditions aux limites au modèle,
- ✓ l'exécution.

Dans notre cas nous avons respecté les cinq étapes suivantes :

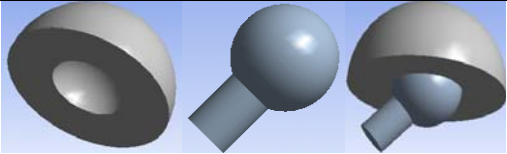
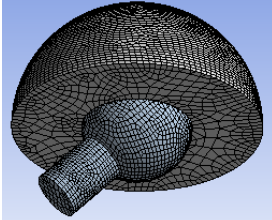
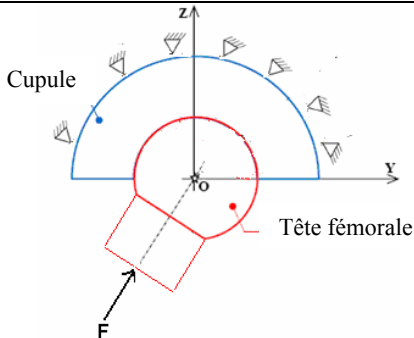
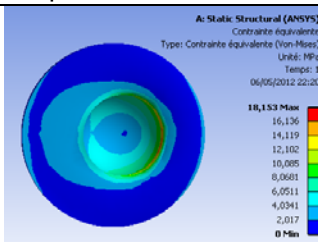
N°	Etape	Désignation
1	la génération graphique sur ANSYS du modèle géométrique	
2	la discrétisation du modèle généré en le partageant en éléments finis	
3	la définition des propriétés du matériau du modèle (module de Young, coefficient de poisson, etc.)	Voir tableau (6)
4	l'application du chargement et des conditions aux limites au modèle	
5	l'exécution	

Tableau 4 : Etapes du calcul par la méthode des éléments finis

Notre modèle, est composé de la géométries tête-cupule, ou la force F est appliquée au centre de la tête fémorale. Afin d'être le plus proche du modèle réel, la cupule a un diamètre extérieur de 50 mm et un diamètre intérieur de 22,1 mm, par contre, le diamètre de la tête fémorale est de 22 mm.

Afin de procéder à un calcul par éléments finis sur notre géométrie, il est auparavant nécessaire de générer un maillage de cette structure. un maillage automatique a été adapté en utilisant des éléments hexaédriques (brique) à 8 nœuds afin de former des hexaèdres, comme montrer dans le tableau (4), qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie complexe.

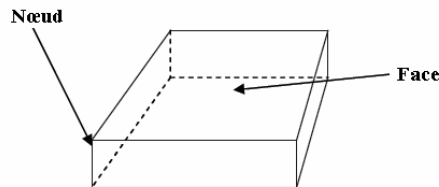


Figure 31 : Elément hexaédrique à 8 nœuds

Le modèle géométrique est illustré dans le (tableau 5).

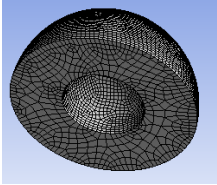
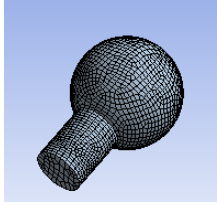
Modèle	Nombre des éléments	Nombre de nœuds
 Cupule	41528	139364
 Tete fémorale	19166	64624

Tableau 5 : Nombre des éléments et des nœuds (Cupule, Tête fémorale)

La détermination des paramètres de calcul, à savoir : le module d'élasticité longitudinal, la limite d'élasticité, la contrainte plastique et le module plastique correspondant à la pente de durcissement, est comme montré dans les figures (32, 33 et 34). Le tableau (6) regroupe les propriétés mécaniques des deux éléments (cupule et tête fémorale) d'une prothèse totale de hanche. Le comportement des deux matériaux est supposé isotrope.

Premier cas : PP vierge

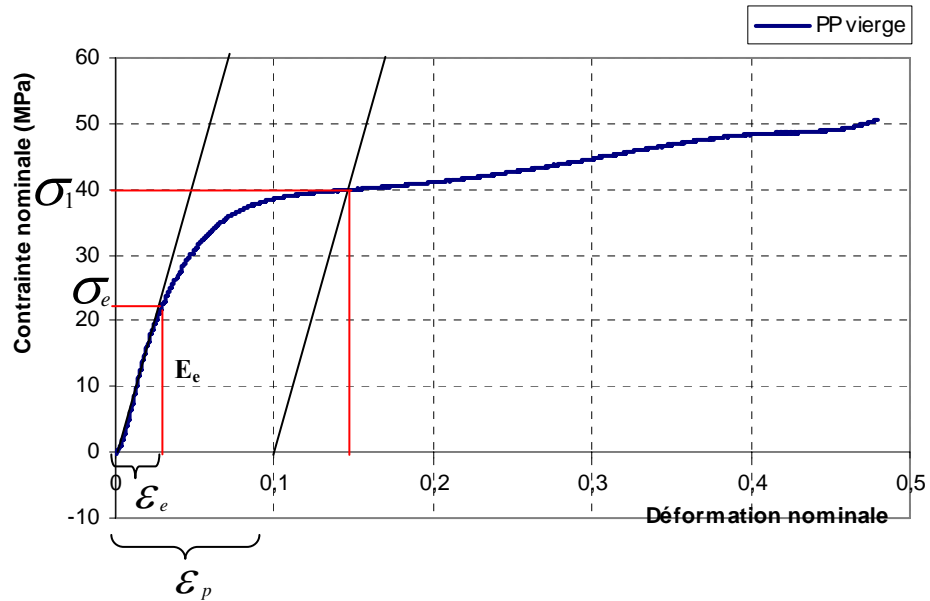


Figure 32 : Détermination approchée de la loi de comportement du PP vierge à partir d'un essai de traction

$Tg\theta = (28/0,025) = 1120$; donc $E_e = 1120$ MPa

La limite élastique est : $\sigma_{e\ lim} = 23$ MPa

Début de plasticité : $\sigma_{p1} = 30$ MPa ; $\epsilon_{p1} = 0.030$, Totale plasticité : $\sigma_p = \sigma_1 = 40$ MPa

$\sigma_{p1} = E_e \epsilon_e + E_p \epsilon_p$; $E_p = (\sigma_1 - E_e \epsilon_e) / \epsilon_p = (40 - 1120 \times 0,025) / 0,03 = 56,11$ MPa,

Pente du durcissement : $E_p = 56,11$ MPa

Second cas : PP a vitesse d'extrusion $V=0,45$ mm/min

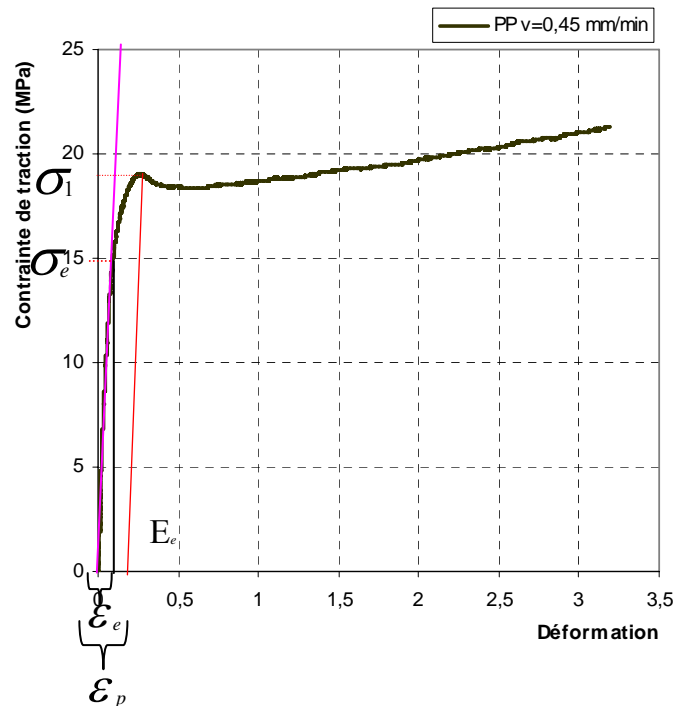


Figure 33 : Détermination approchée de la loi de comportement du PP extrudé à $V=0.45$ mm/min à partir d'un essai de traction à la vitesse 0,75mm/min

$Tg\theta = (16/0,1) = 160$, donc $E_e = 160$ MPa, La limite élastique est : $\sigma_{e\ lim} = 16$ MPa
 Début de plasticité : $\sigma_{p1} = 17$ MPa ; $\epsilon_{p1} = 0.15$, Totale plasticité : $\sigma_p = \sigma_1 = 19$ MPa
 $\sigma = \sigma_e + \sigma_p = \sigma_1 = E_e \epsilon_e + E_p \epsilon_p$, $E_p = (\sigma_1 - E_e \epsilon_e) / \epsilon_p = (19 - 160 \times 0,1) / 0.25 = 12.0$ MPa
 Pente du durcissement $E_p = 12$ MPa
Conclusion : le matériau est très dur. Il peut se cassé juste après sa limite élastique.

Troisième cas : PP a vitesse d'extrusion V=4,5 mm/min

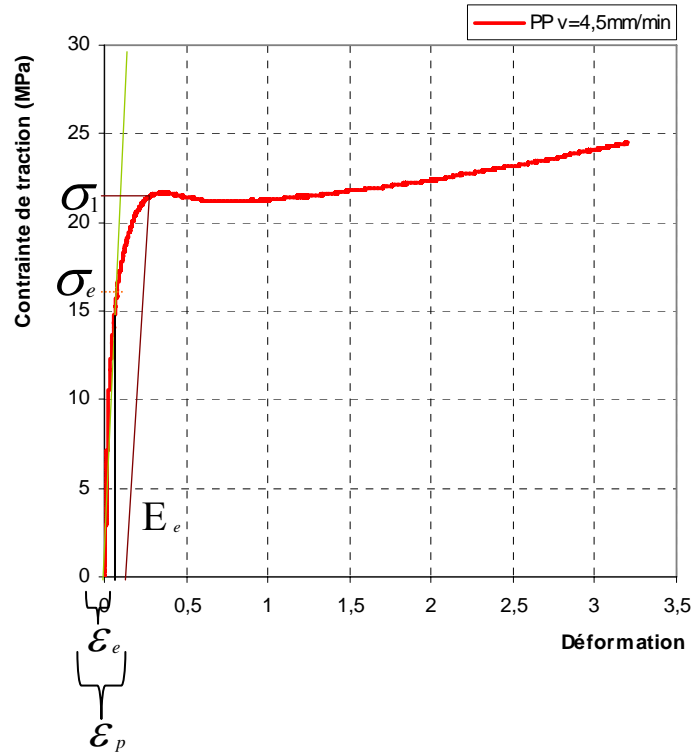


Figure 34 : Détermination approchée de la loi de comportement du PP extrudé à V=4,5 mm/min à partir d'un essai de traction à la vitesse 0,75mm/min

$Tg\theta = (15/0,10) = 150$, donc $E_e = 150$ MPa
 Limite élastique $\sigma_e = 16$ MPa
 $\sigma = \sigma_e + \sigma_p = \sigma_1 = E_e \epsilon_e + E_p \epsilon_p$
 $E_p = (\sigma_1 - E_e \epsilon_e) / \epsilon_p = (24 - 150 \times 0,10) / 0.30 = 30.0$ MPa, Pente du durcissement $E_p = 30.0$ MPa

Désignation	Module du Young E (MPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite élastique σe (MPa)	Pente du durcissement Ep (Mpa)
Tête fémorale : Alliage à base de Cr-Ni-Mo	210 000	0,3		
Cupule avec PP vierge	1120	0,4	28	56,11
Cupule avec PP extrudé V=0,45 mm/min	160	0,4	16	12
Cupule avec PP extrudé V=4,5 mm/min	150	0,4	16	30

Tableau 6 : Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés (Tête fémorale, cupule)

II.4.1- Conditions aux Limites et de Chargement

Tout calcul par éléments finis nécessite la définition des conditions aux limites. Dans le tableau (4) sont présentées les conditions aux limites utilisés pour notre étude menée sur ANSYS pour des éléments types hexaédriques (brique) à 8 nœuds. Afin d'approcher le cas réel du chargement, la

force F est appliquée le long de la cupule au centre de la tête fémorale. Le cas du chargement analysés dans cette étude correspondent à $F=3500$ N [23] et $\alpha= 45$. La cupule est encastrée sur son bord extérieur.

II.4.2- Résultats et Interprétation

Pour simuler le comportement en service d'une prothèse totale de hanche, il est nécessaire de définir en premier lieu, sa nature, son positionnement (l'orientation par rapport à un axe global, etc.), son milieu environnant (les éléments de contact, les muscles, etc.), les éléments qui la constitue (fémur, bassin, etc.), les propriétés mécaniques de chaque élément et enfin les charges qui lui sont directement appliquées [5].

Dans cette partie on va analyser, par une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, le comportement mécanique d'une tige fémorale fabriquée dans un alliage à base de (Cr-Ni-Mo). On va tout d'abord montrer la méthode d'essai établie par la norme ISO 7206 [2] qui permet la détermination des propriétés de résistance des prothèses totales de hanche sans et avec couple de torsion sous différentes charges d'orientation, puis on va présenter la nouvelle méthode d'essais que nous proposons. Cette partie traite aussi la simulation numérique, en utilisant un nouveau montage d'essais, pour l'analyse du comportement mécanique d'une tige fémorale orientée et ancrée dans un bloc (sans et avec couple de torsion).

Pour pouvoir identifier la répartition des contraintes en présence d'une cupule et une tête fémorale, un calcul par simulation numérique du comportement mécanique in-vitro d'une cupule a été nécessaire. Cette simulation nous a permis d'identifier les zones de concentration de contrainte pour un assemblage tête-cupule.

L'analyse des résultats obtenus nous a permis de vérifier la véracité de notre proposition, qui consiste à usiner une cupule dans un PP extrudé. Nos calculs ont été réalisés pour une orientation de cupule de 45° , et une force de sollicitation de 3500 N [23].

Pour mettre en relief l'état de la cupule, nous avons cherché à étudier l'évolution de la contrainte de Von Mises le long de longueur de la pièce suivant la direction principale de chargement, pour trois différents cas :

- ✓ PP vierge,
- ✓ PP extrudé à $V= 0,45$ mm/mn,
- ✓ PP extrudé à $V =4,5$ mm/mn.

La figure (35) illustre la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans la cupule. Après la surcharge, la contrainte atteinte une valeur maximale de 24,56MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de 18,15MPa dans le cas d'une cupule usiné dans un PP extrudée avec une vitesse d'extrusion de $V= 4,5$ mm/mn. Dans le cas du PP extrudé on relève moins de concentration de contrainte, cette diminution est très significative pour la vitesse de 4,5mm/mn. Cette évolution est confirmée par la figure (36).

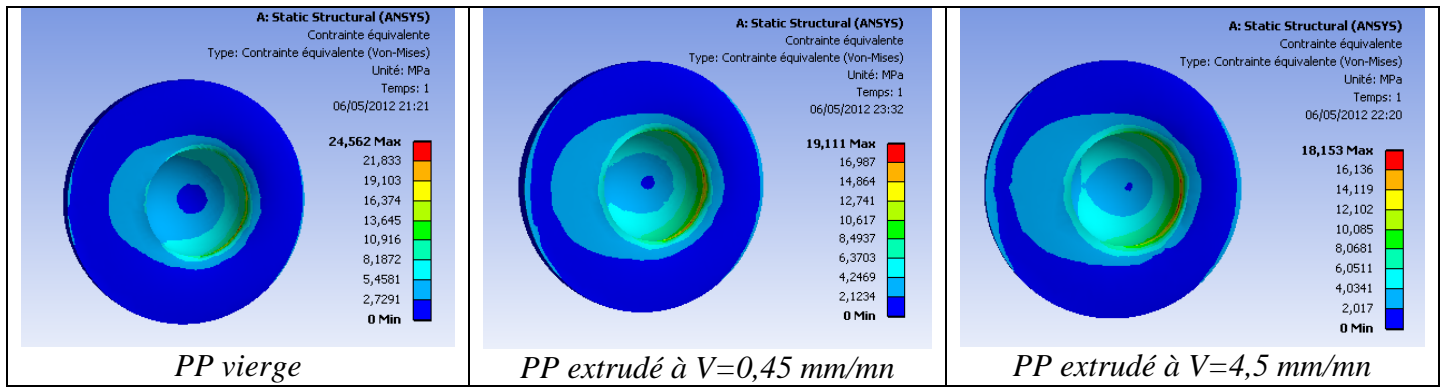


Figure 35 : Visualisation des contraintes équivalente de Von Mises

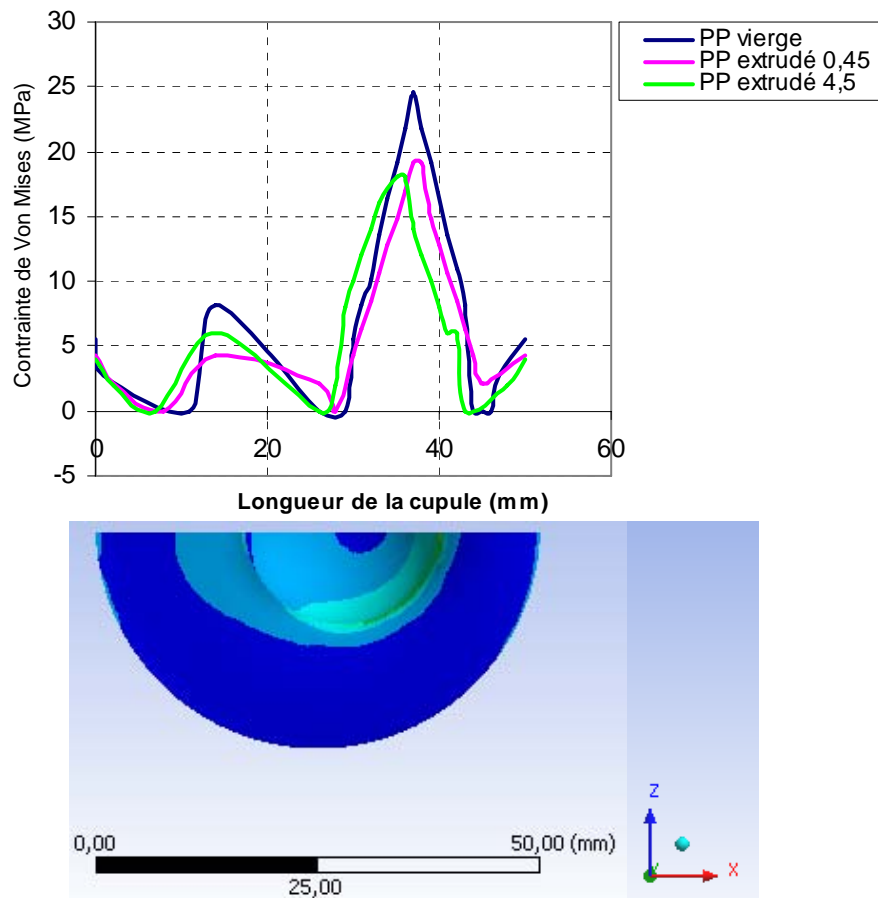


Figure 36 : Evolution des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'axe (x)

On relève que les contraintes de Von Mises engendrées au niveau de la cupule vierge sont supérieures à celles engendrées au niveau des cupules en PP extrudés).

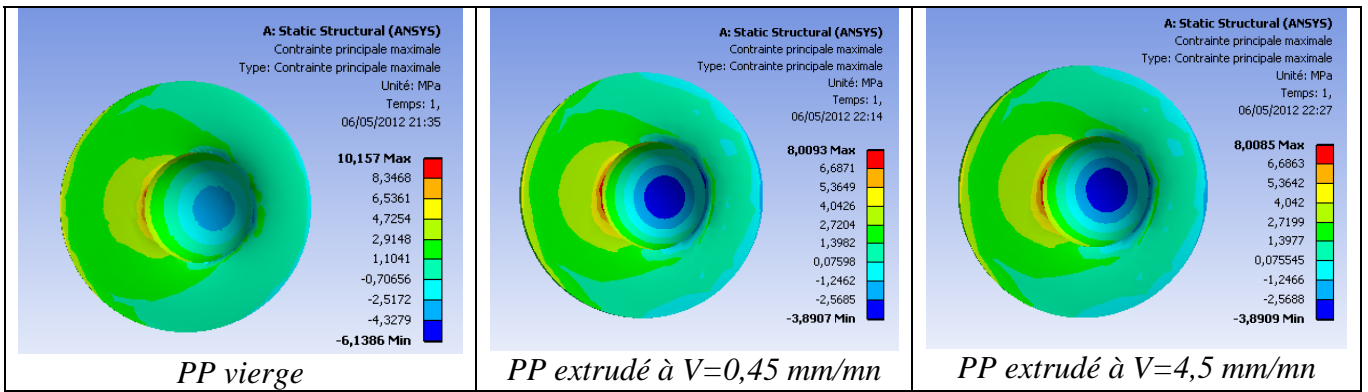


Figure 37: Visualisation des contraintes principales maximales dans la pièce cotyloïdienne

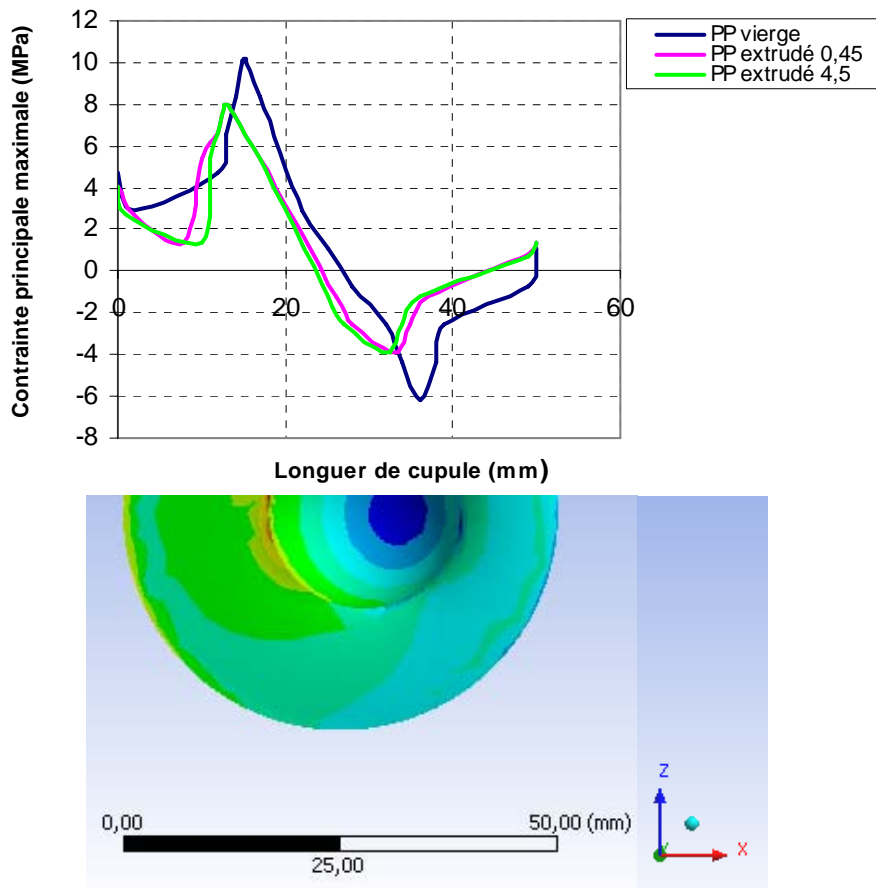


Figure 38 : Evolution des contraintes principales maximales le long de l'axe (x)

La figure (37, 38) montrent la répartition des contraintes principales maximales sur la surface d'une cupule. Les contraintes de tension et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes. Les contraintes principales positives représentent les contraintes de tension, tandis que les contraintes négatives représentent les contraintes de compression.

Les résultats obtenus montrent que le niveau de contrainte (traction et compression) maximale engendrées au niveau de la zone périphérique de la surface interne, dans le cas d'une cupule extrudée est inférieure à celle engendrée au niveau de la cupule vierge. La contrainte de tension atteinte une valeur maximale de 10,15MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de 8MPa dans le cas d'une cupule extrudée.

La contrainte de compression atteinte une valeur maximale de 6,13MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de 3,89MPa dans le cas d'une cupule extrudée.

Ce calcul nous a permis aussi de suivre le déplacement du point chauds (points de concentration de contrainte) le long de la cupule dans les 3 cas de figure. Le niveau des contraintes maximales de traction et de compression engendrées au niveau de la cupule et celui de la contrainte maximale de Von Mises engendrées, est donné dans le tableau (7).

	Contrainte de Von Mises [MPa]	Contrainte de Traction [MPa]	Contrainte de Compression [MPa]
<i>PP Vierge</i>	24,56	10,15	6,13
<i>PP extrudé à V=0,45 mm/mn</i>	19,11	8,009	3,89
<i>PP extrudé à V=4,5 mm/mn</i>	18,15	8,008	3,89

Tableau 7 : Valeur maximale des contraintes

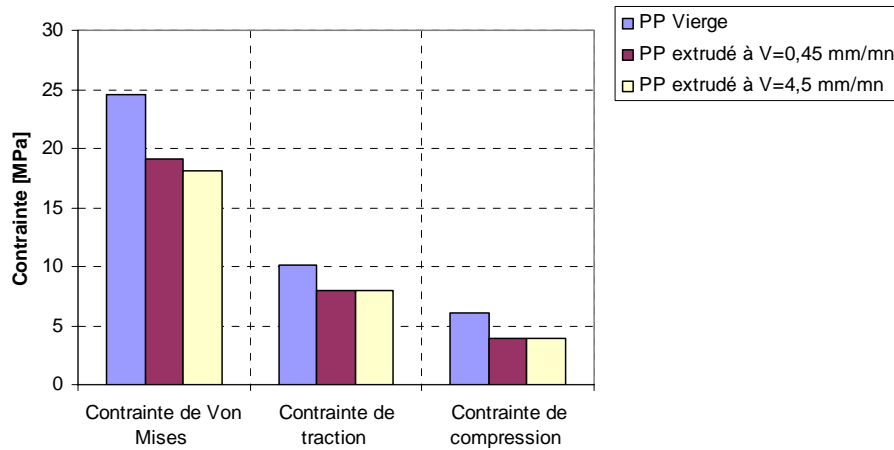


Figure 39 : Comparaison des niveaux de contraintes pour les 3 cas du PP

Les résultats obtenus montrent que le niveau de contrainte de Von Mises et le niveau des contraintes de traction et compression maximales engendrées au niveau de la cupule varie régulièrement avec le type de PP (figure 39), résultats obtenus pour la cupule pour les 3 cas de deux cas de figures.

On constate que le module de Young et la limite d'élasticité influes peu sur le déplacement du point chaud ainsi que sur la valeur maximale de la contrainte localisée au niveau de la cupule.

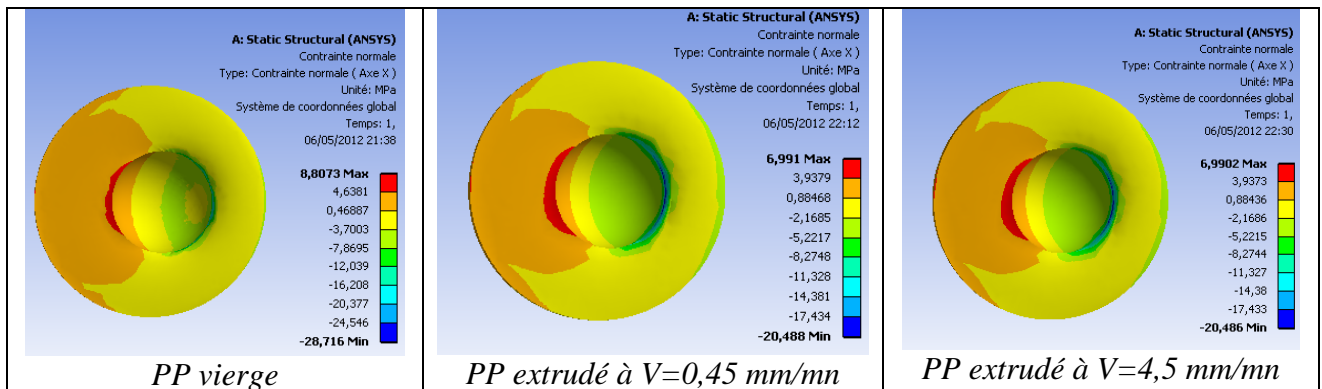


Figure 40: Distribution des contraintes normale dans la pièce cotyloïdienne

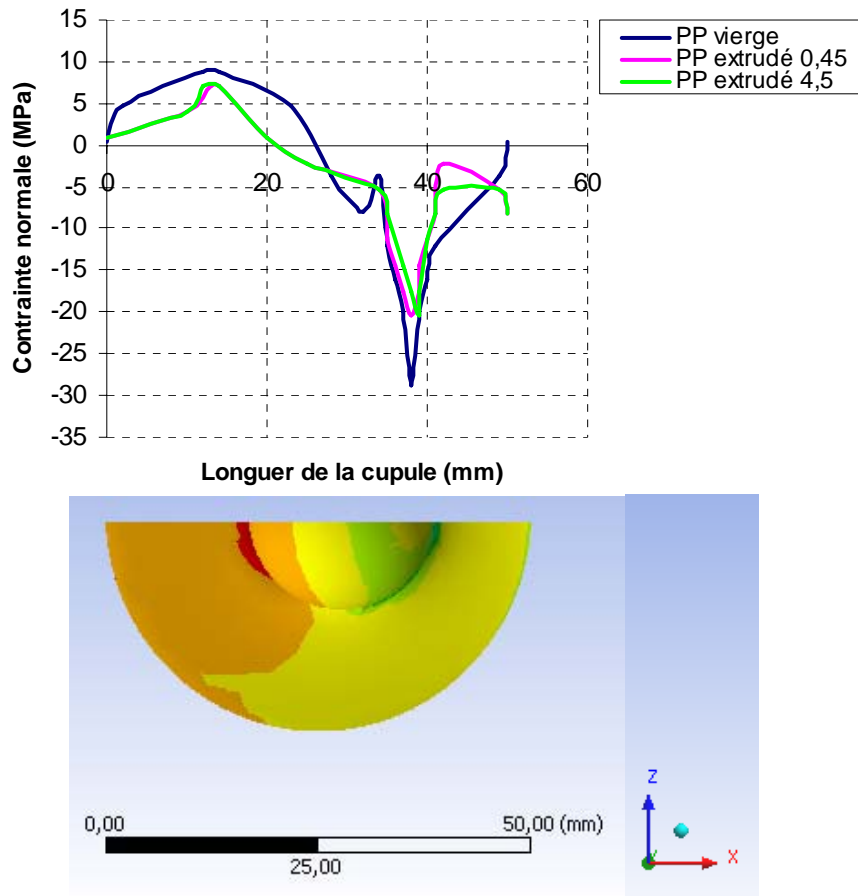


Figure 41 : Evolution des contraintes normales le long de l'axe (x)

Les figures (40 et 41) nous montrent la répartition de contrainte normale dans la pièce cotyloïdienne dans les mêmes conditions de chargement que précédemment et le long de l'axe (x). Les résultats de l'analyse nous a permet également de localiser le point chaud au niveau de périphérie de la cupule.

La valeur maximale des contraintes atteint 8,80MPa dans le cas de PP vierge et une valeur minimale de 6,99MPa dans le cas d'une cupule extrudée à une vitesse 4,5mm/mn,

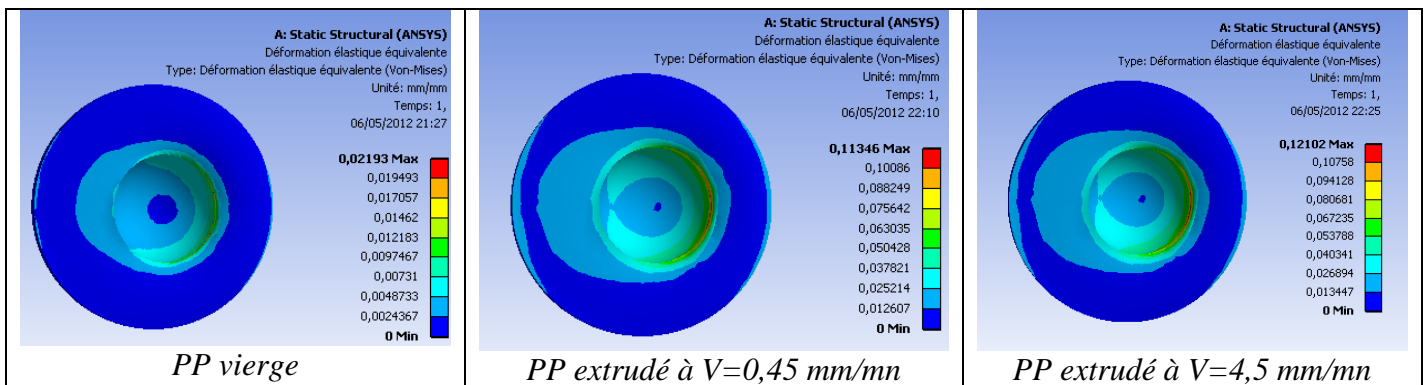


Figure 42 : Visualisation des déformations équivalentes

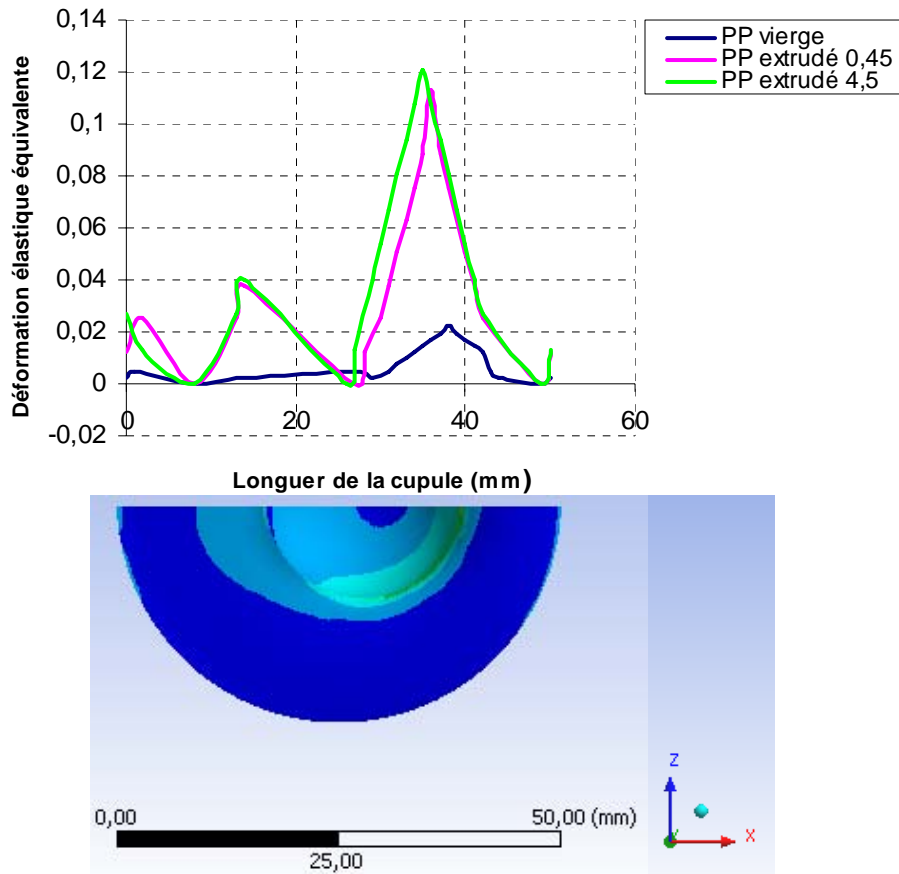


Figure 43 : Evolution des déformations équivalentes le long de l'axe (x)

Les figures (42 et 43) illustrent la répartition de déformation élastique équivalente dans la pièce cotyloïdienne. La déformation atteinte une valeur maximale de $1,21 \cdot 10^{-1}$ dans le cas d'une cupule extrudée à une vitesse 4,5 mm/mn, et une valeur minimale de $2,19 \cdot 10^{-2}$ dans le cas d'une cupule vierge. On relève que les déformations engendrées au niveau de la cupule en PP extrudé sont supérieures à celle engendrée au niveau de cupule vierge.

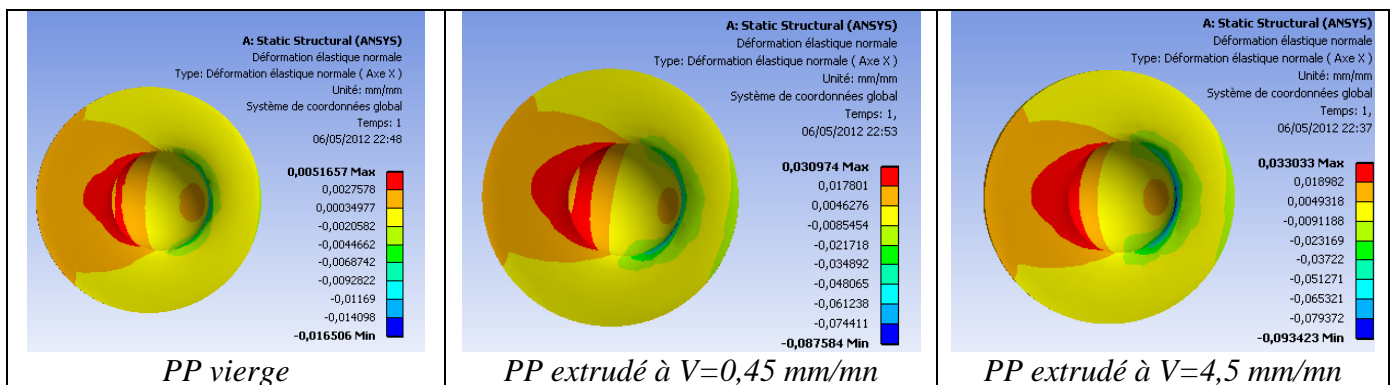


Figure 44: Visualisation des déformations équivalentes normales

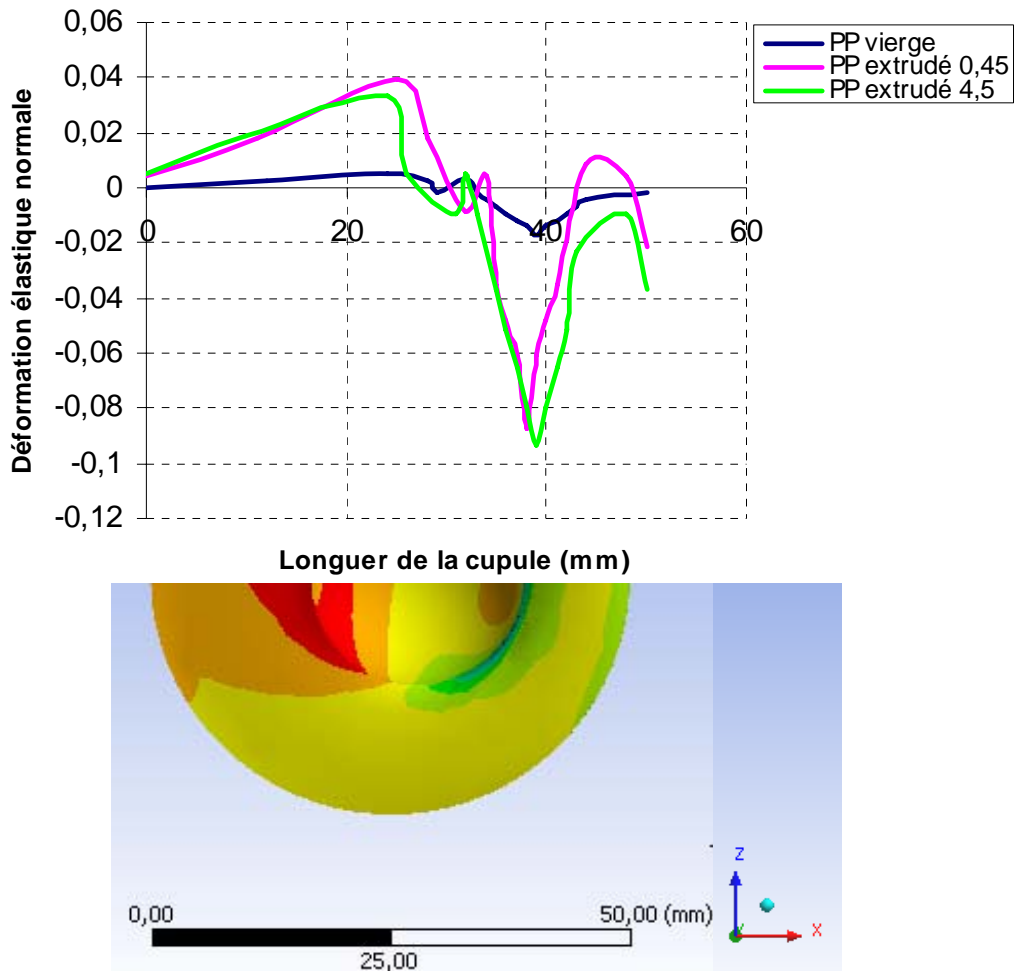


Figure 45 : Evolution des déformations élastiques normales le long de l'axe (x)

Les figures (44 et 45) illustrent la répartition de déformation élastique normale dans la pièce cotyloïdienne. La déformation atteinte une valeur maximale de $3.3 \cdot 10^{-2}$ dans le cas d'une cupule extrudée à une vitesse 4,5 mm/mn, et une valeur minimale de $5.16 \cdot 10^{-3}$ dans le cas d'une cupule vierge.

On relève que les déformations élastiques normales engendrées au niveau de la cupule en PP extrudé sont supérieures à celle engendrée au niveau de cupule vierge.

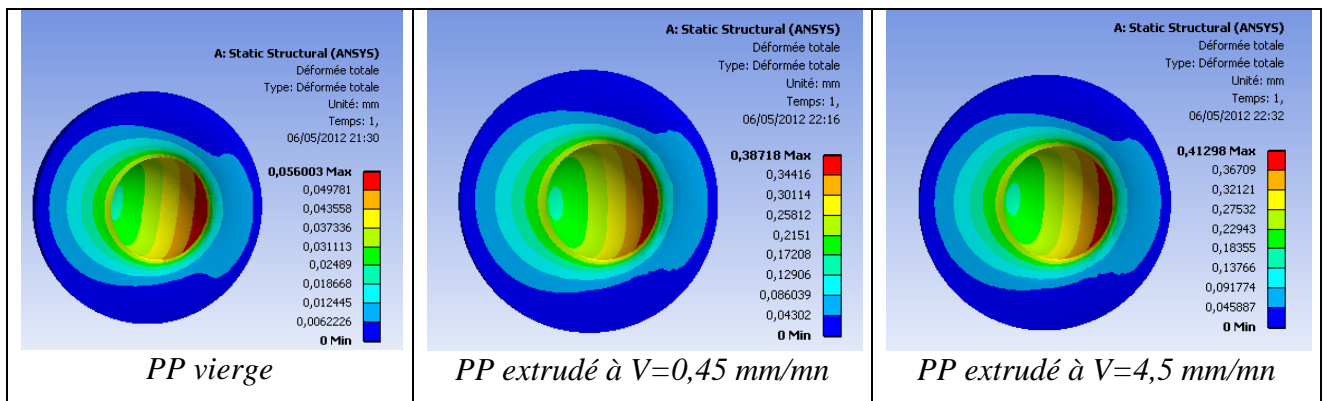


Figure 46 : Déformée totale dans la pièce cotyloïdienne

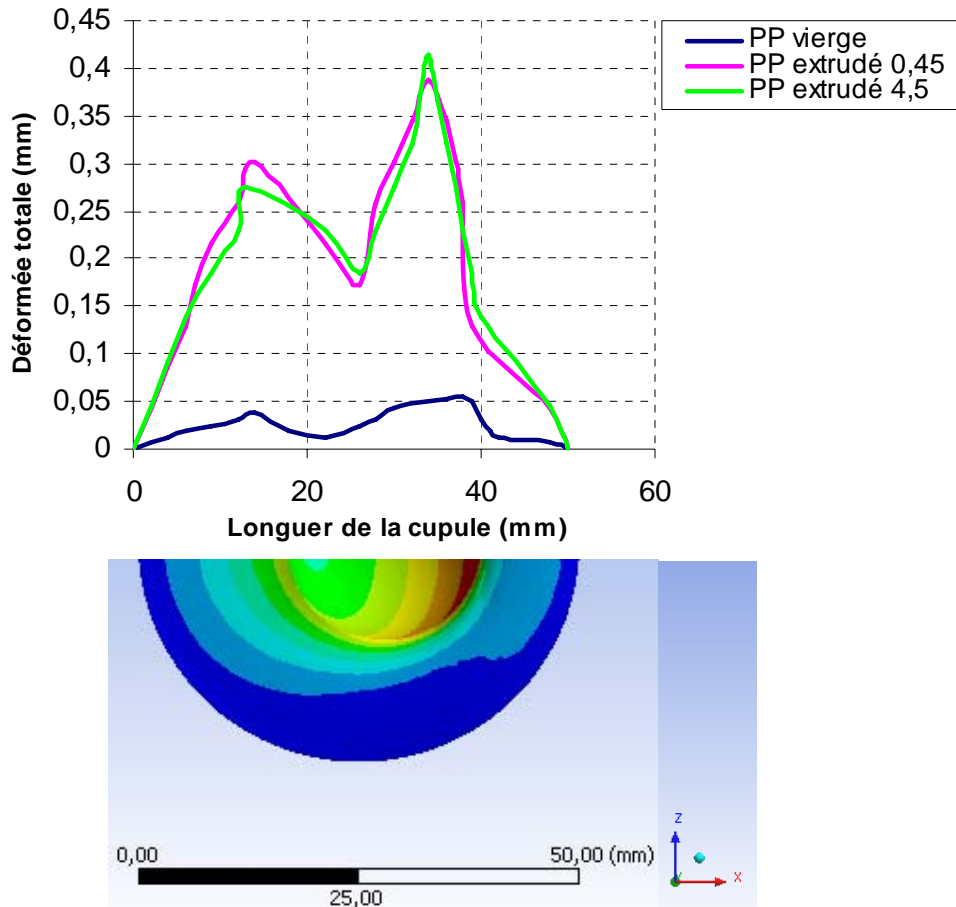


Figure 47 : Evolution des déformées totales le long de l'axe (x)

De même, le calcul nous a permis aussi de suivre le déplacement du point chauds (déformée totale) le long de la cupule. Les figures (46 et 47) donnent la courbe représentative de la variation de déplacement. On constate que le déplacement du point chaud est localisé à la zone périphérique de la surface interne de cupule. Le déplacement maximal atteint une valeur maximale de $4,12 \cdot 10^{-1} \text{mm}$ dans le cas d'une cupule extrudée à une vitesse d'extrusion de 4,5 mm/mn, et une valeur minimale de $5,6 \cdot 10^{-2} \text{mm}$ dans le cas d'une cupule vierge.

II.5- METHODE D'ESSAIS ISO 7206

La norme ISO 7206 [2] préconise une méthode d'essais sur prothèses totales de hanche qui peut être décrite comme suit (figures 48 et 49) :

- ✓ la partie inférieure de la tige fémorale doit être scellée dans un matériau solide, généralement il s'agit d'un polymère acrylique, du PMMA,
- ✓ l'essai doit être conduit sous un chargement cyclique d'amplitude constante (compression-compression) pour un nombre de cycles défini préalablement,
- ✓ l'essai ne doit pas être interrompu sauf dans le cas de l'apparition de fissures au niveau :
 - de la prothèse,
 - du matériau de scellement.
- ✓ dans le cas contraire, l'essai doit être conduit jusqu'à ce que le nombre de cycle choisi ait été atteint,
- ✓ après chaque essai, il convient d'examiner la tige pour déceler d'éventuelles initiations fissures.

Estiment que cette norme est plutôt générale vue la grande variation des tiges fémorales existants (formes, dimensions et matériaux) suivi des difficultés dans la conduite des essais par [2] :

- le contrôle des angles de fixation de l'implant le long de l'essai, condition nécessaire pour conduite de l'essai,
- le contrôle de l'état du ciment permettant de garantir le maintien de la tige fémorale dans sa position initial. Les fissures peuvent s'initier à importe qu'elle endroit, en surface comme au niveau de l'interface à cœur,
- de définir une épaisseur optimale de scellement de la tige. Kadi et al [2] ont pût montré qu'une épaisseur inférieure à 5mm permet la concentration des efforts au niveau de la tige, et par là une rupture prématurée de la tige, et une épaisseur supérieure à 20mm ramène à un endommagement rapide du ciment de scellement. Dans ces deux cas de figures, les résultats de l'essai sont insignifiants.

Pour palier aux inconvénients suscités, nous proposons un nouveau montage d'essais permettant l'estimation de la durée de vie en fatigue d'une tige fémorale dans le respect total de la norme ISO 7206 décrite ci-dessus [2].

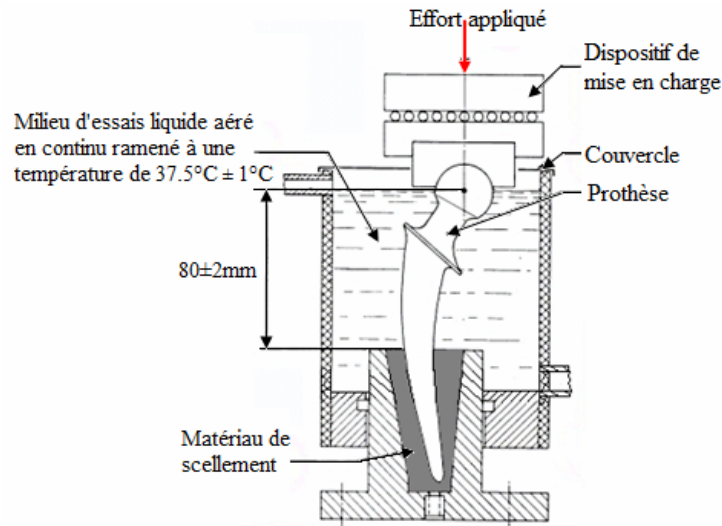


Figure 48 : Essais sur prothèses totales de hanche, selon la norme ISO 7206

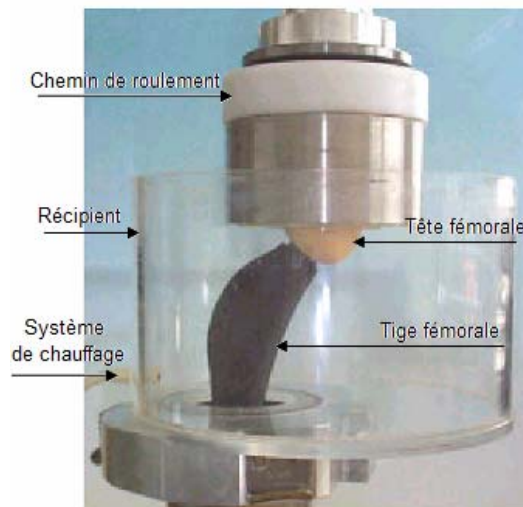


Figure 49 : Banc d'essais de fatigue sur prothèses totales de hanche, selon la norme ISO 7206

II.5.1- Proposition d'un Nouveau Montage d'Essais

Cette deuxième partie a pour but de décrire la procédure et les démarches de la nouvelle approche expérimentale que nous proposons sur prothèse avec un plan de symétrie (Prothèses LAFFIT). Cette dernière va être réalisée au sein du Laboratoire de Mécanique Avancée (LMA) de l'USTHB. Dans ce sens, des Modèles CAO ont été mis en place (Implant, Ciment, Matrices, Supports) pour représenter fidèlement le montage global d'essais de fatigue.

La tige fémorale prothétique adoptée pour notre cas de simulation numérique, est une tige standard (LAFIT). La figure (50) montre deux images, la première à droite représente le modèle géométrique réel (figure 50a) et la seconde à gauche montre le modèle numérique obtenu par le logiciel de CAO "SolidWorks" (figure 50b).

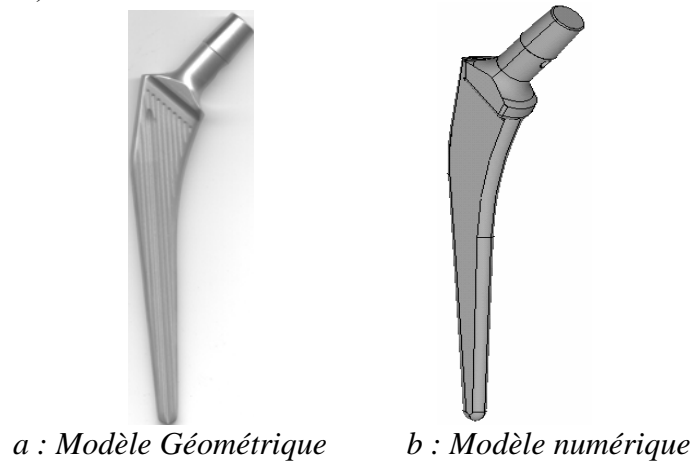


Figure 50 : Représentation du modèle géométrique réel et graphique de la prothèse totale de hanche

L'essai de fatigue sur tiges fémorales consiste à appliquer un chargement au niveau de la tête fémorale après avoir soigneusement orienté la prothèse suivant le type d'essai voulu, en d'autres termes, avec ou sans couple de torsion. Pour cela, nous avons pensé à concevoir des dispositifs de maintien sous forme de Matrices (figure 51).

Cette conception est faite afin d'obtenir les différentes orientations, illustrées par la figure (52), à savoir : $\alpha = 10^\circ$ et $\beta = 0^\circ$ ou $\alpha = 10^\circ$ et $\beta = 9^\circ$.

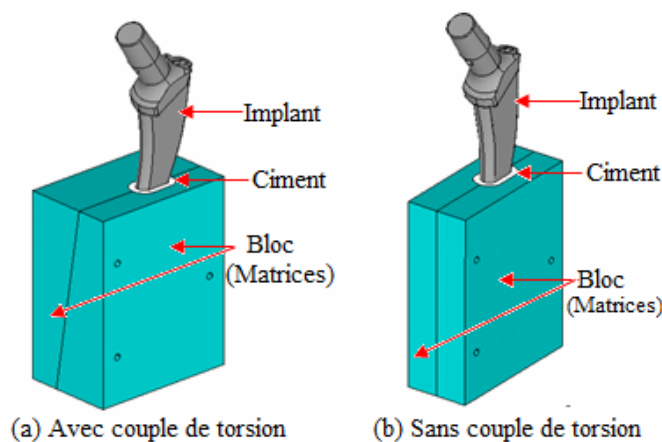


Figure 51 : Prothèse LAFFIT scellée (avec ou sans couple)

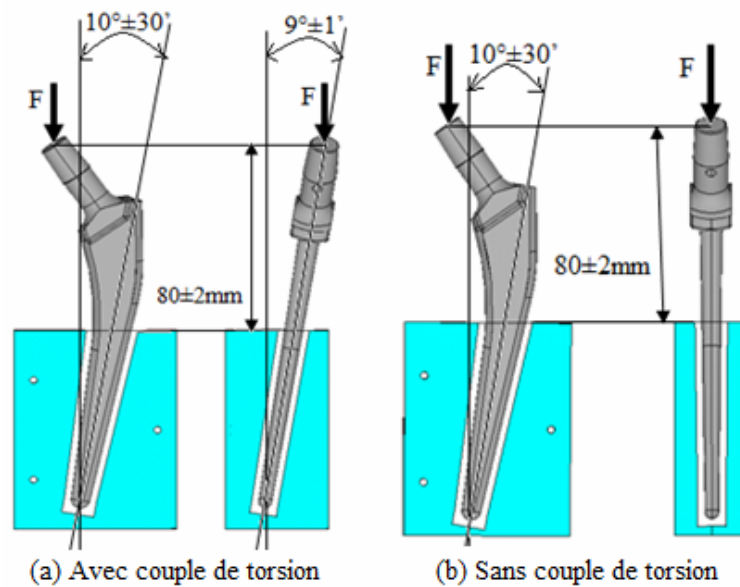


Figure 52 : Schématisation de l'orientation de la tige

A cause de la difficulté d'usinage et d'obtention des deux orientations de l'implant à l'intérieur des deux matrices, on a envisagé une nouvelle disposition. Qu'au lieu d'orienter la prothèse par rapport à l'axe de chargement, une empreinte inclinée est conçue sur un support qui porte les deux matrices suivant le type de chargement d'orientation (figure 53).

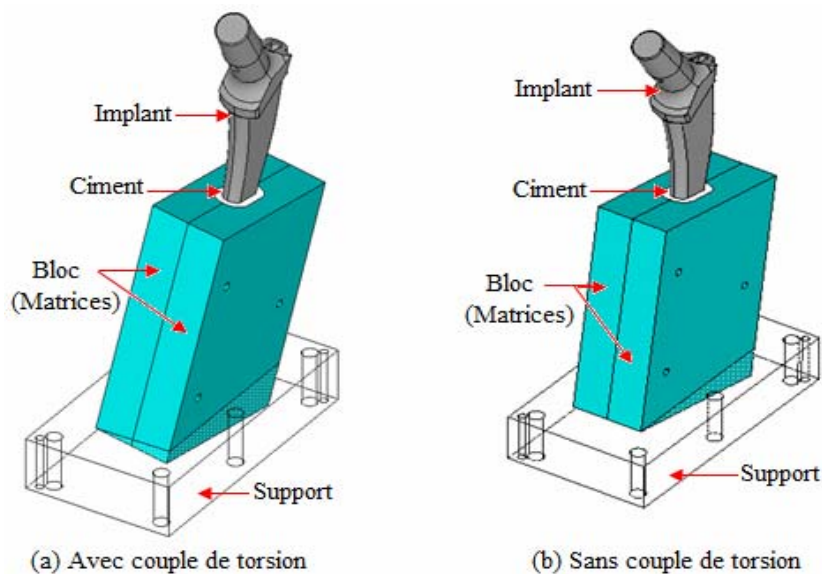


Figure 53 : Orientation de l'ensemble (matrices + implant)

En outre, le positionnement de l'implant à l'intérieur des deux matrices s'effectue de manière que l'axe de l'implant passe par le centre de la base des deux matrices assemblées (logement de l'implant) et perpendiculaire à cette base (figure 54).

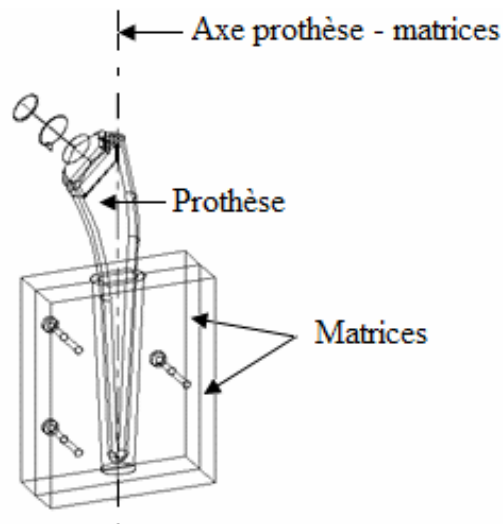


Figure 54 : Modèle numérique, matrice, implant

Pour la phase calcul, le chargement utilisé sera appliqué suivant l'axe du support illustré sur la figure (55).

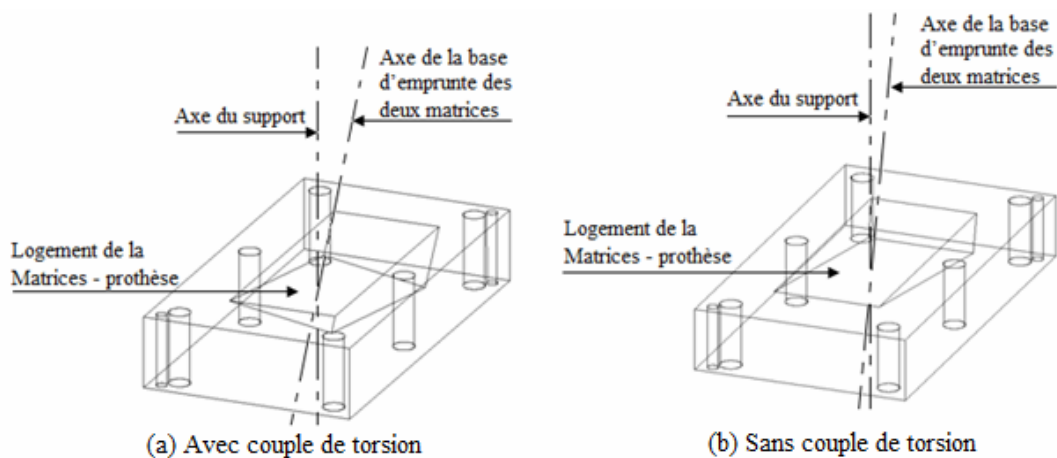


Figure 55 : Logement d'orientation de l'ensemble (matrices+prothèse)

II.5.2- Simulation Numérique Utilisant le Nouveau Montage d'Essais sur Tige Fémorale

Les seuls essais possibles de laboratoire sur tiges fémorales, sont ceux qui répondent à l'heure actuelle à la norme ISO 7206 (sans torsion selon la norme ISO 7206/3 ou avec torsion ISO7206/4). Ce type d'essais permet d'estimer la résistance à l'usure des cupules ou la résistance à la fatigue des tiges fémorales. Pour analyser la résistance à la fatigue d'une tige fémorale, une étude statique linéaire est nécessaire, dans un premier temps, afin d'obtenir des indications capitales servant à ce type d'analyse.

Dans ce sens, une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis sous ANSYS a été effectuée sur le modèle qui représente le dispositif décrit par la figure (52).

Pour cela, nous exposons dans ce qui suit, les étapes nécessaires qui nous ont conduits pour analyser le comportement mécanique d'une tige fémorale scellée dans un bloc en acier conçu par nos propres soins.

Comme nous l'avons indiqué, la conception du modèle en 3D (Bloc+Ciment+Implant) a été réalisée sous le logiciel SolidWorks en respectant les conditions décrites par la norme ISO 7206. Cette conception a été effectuée dans le Laboratoire de Mécanique Avancée (LMA) de la Faculté de Génie Mécanique et Génie des Procédés de l'USTHB.

Au terme de la conception décrite auparavant, des calculs de simulation par éléments finis sous ANSYS ont été effectués, en vue de décrire le comportement mécanique de la tige fémorale orientée et scellée à une distance de 81,1 mm à partir du point d'application de la charge (modèle du laboratoire, ISO 7206).

Le modèle CAO provenant du logiciel SolidWorks et récupéré sous le logiciel ANSYS, nous a permis de préparer un modèle géométrique propre en vue de son analyse par éléments finis (figure 56 et figure 57).

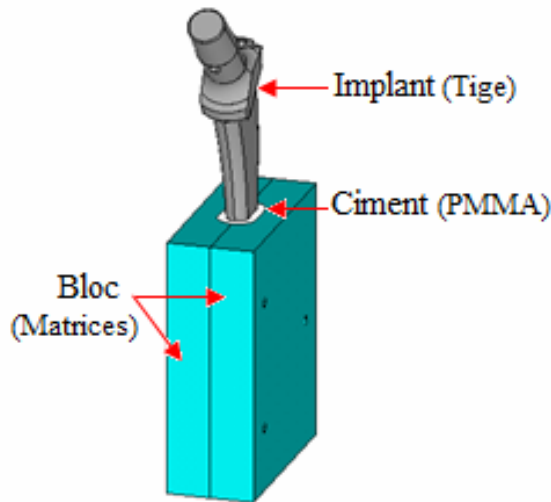


Figure 56 : Modèle géométrique (Prothèse scellé dans un bloc en acier)

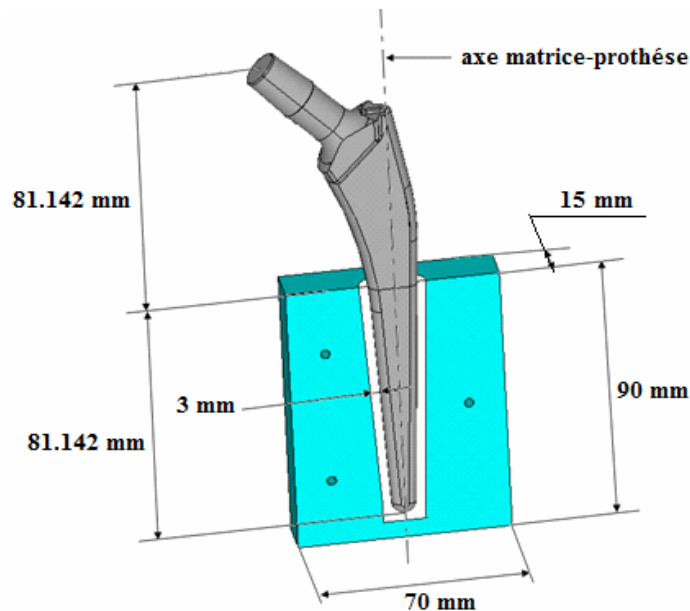


Figure 57 : Dimensions géométriques du modèle analysé

Pour notre cas, le choix du type d'élément a été guidé par la nature du modèle généré graphiquement. Il s'agit d'un élément tétraédrique à 10 nœuds (figure 57), connu sous le nom «élément isoparamétrique».

Nous avons opté pour un maillage libre, à cause des formes irrégulières appartenant à la pièce. Ce maillage libre (Free Mesh) a été effectué après ajustement de quelques paramètres pour avoir un maillage de bonne qualité. Le maillage est réalisé à l'aide des tétraèdres à 10 noeuds et 3 degrés de liberté de type translation à chaque noeud (U, V, W). Il s'agit de l'élément SOLID92. La figure (58) indique sa forme géométrique et le positionnement de ses noeuds d'interpolation.

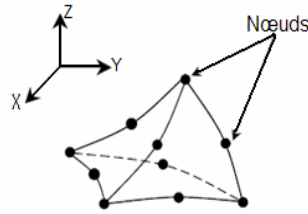


Figure 58 : Elément tétraédrique à 10 noeuds



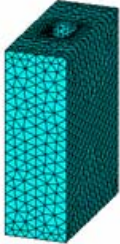
Modèle	Nombre des Eléments	Nombre de Noeuds
 Tige	109843	159181
 Ciment	16168	27082
 Bloc(Matrice)	27745	41646

Tableau 8 : Nombre des éléments et des noeuds (Implant, Ciment, Bloc)

Les éléments tétraèdres du premier degré sont en général trop raides et nécessitent un raffinement important du maillage pour donner une solution numériquement satisfaisante. Les éléments du troisième degré sont très coûteux et n'améliorent généralement pas de façon sensible les résultats obtenus, à maillage identique avec des éléments du second ordre. C'est la raison pour laquelle on a choisi des éléments tétraédriques du second degré, car ils offrent un bon compromis entre précision et coût de calcul.

II.5.2.1- Propriétés Mécaniques

Les propriétés mécaniques concernant la tige, le ciment et l'acier, sont nécessaire pour tout calcul basé sur la méthode des éléments finis.

- **Tige fémorale** : Notre choix s'est porté sur une prothèse symétrique standard fabriquée dans un biomatériau très utilisé pour les implants cimentés. Il s'agit d'un alliage à base de (Cr-Ni-Mo).
- **Ciment** : Le type de ciment utilisé soit pour sceller l'implant pour les essais mécaniques ou bien pour le cimenter dans le fémur est un polymère acrylique, connue sous un nom d'abréviation (PMMA).
- **Bloc en acier** : Les propriétés mécaniques de l'acier utilisé dans le montage pour les essais de rupture sur implant sont généralement celles de l'acier.

Le tableau (9) regroupe les propriétés mécaniques des trois éléments (Tige fémorale, Ciment et Bloc en acier) :

Désignation	Module du Young E (Mpa)	Coefficient de Poisson (ν)
Tête fémorale (Alliage à base de (Cr-Ni-Mo))	210 000	0,3
Ciment (PMMA)	2 300	0,4
Bloc en acier (Acier de construction)	210 000	0,3

Tableau 9 : Propriétés mécaniques (Tête fémorale, Ciment et Acier de construction)

II.5.2.2- Chargement et Conditions aux Limites

Pour pouvoir charger une tige fémorale, cette dernière doit être scellée ou bridée sur une longueur de 80 ± 2 mm du centre de la tête fémorale. L'orientation de la charge par rapport à l'axe de la tige fémorale définit le type de sollicitation engendrée dans ces différentes sections.

Une première orientation de $10^\circ \pm 30'$ engendre, au niveau des sections droites de la tige, des contraintes normales et tangentielles de flexion. Une seconde orientation de $9^\circ \pm 1'$ engendre en plus des contraintes de flexion au niveau des sections droites de la tige un couple de torsion.

En tenant compte de ces points, la position de la tige et l'orientation de la force appliquée que nous avons mise en place pour le calcul, sont les suivantes (figure 59).

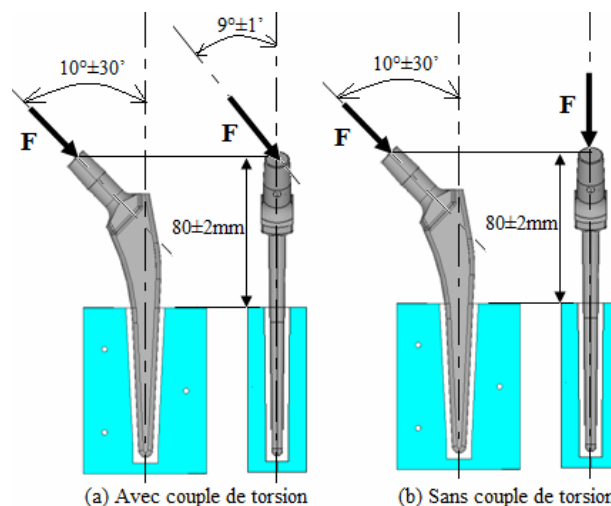


Figure 59 : Orientation de la charge pour les deux essais (a) et (b)

Pour ce modèle, les conditions de chargement et les conditions aux limites sont fixées par la norme ISO7206. Notre analyse a été effectuée pour une charge $F=3200$ N (figure 59). Le contact au niveau de l'interface bloc, ciment et implant, a été considéré comme parfaitement collé (sans frottement). Ceci permettra d'assurer la continuité du milieu.

Les nœuds appartenants aux surfaces commune entre les matrices et le support (Figure 60) sont empêchés ($U = V = W = 0$).

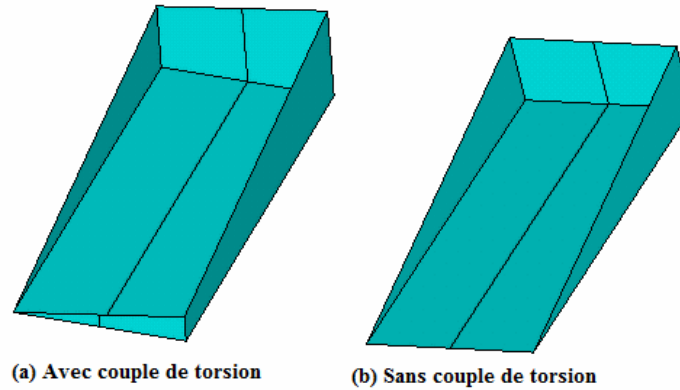


Figure 60 : Surfaces bloquées (Support et bloc)

II.5.2.3- Résultats et Interprétation

Les résultats obtenus concernent essentiellement la répartition des contraintes engendrées au niveau de la tige, du ciment et du bloc. La tige de ce dernier a été ancrée dans un bloc de ciment sur une distance de 80 ± 2 mm du centre de la tête de l'implant.

La figure (61) illustre la répartition des contraintes de Von Mises engendrées au niveau du modèle traité (Tige+Ciment+Bloc) pour les deux cas de figure (a) et (b). Après la surcharge, la contrainte atteinte une valeur maximale de 817 MPa dans le cas du modèle avec couple de torsion et une valeur de 642 MPa dans le cas du modèle sans couple de torsion.

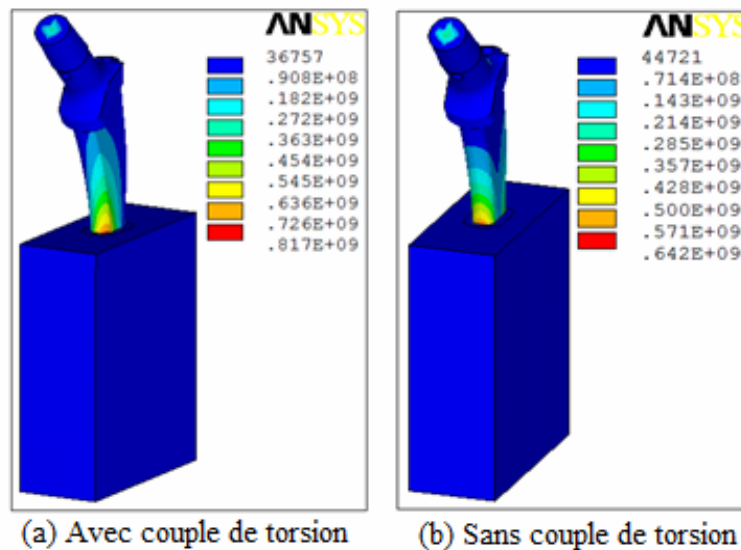


Figure 61 : Contraintes de Von Mises – Modèle (Tige + Ciment + Bloc)

La figure (62) montre la répartition des contraintes de Von Mises le long de la tige fémorale pour les deux cas de figure (a) et (b). On remarque que le point chaud se trouve à 80mm du point

d'application de la charge au niveau de la tête fémorale. La contrainte maximale donnée par 773 MPa dans le cas du modèle avec couple de torsion et une valeur de 608 MPa dans le cas du modèle sans couple de torsion.

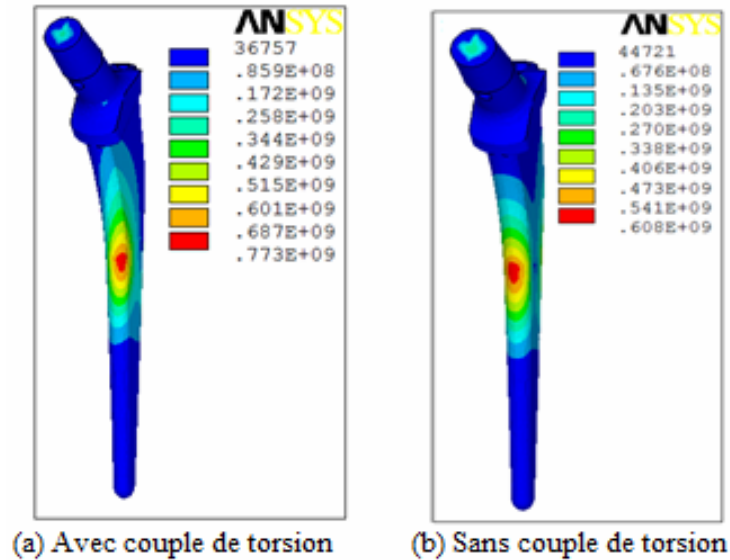


Figure 62 : Contraintes de Von Mises – Tige fémorale (Cr-Ni-Mo)

La figure (63) indique la répartition des contraintes de Von Mises au niveau du ciment pour les deux essais (a) et (b). On remarque que la contrainte maximale donnée par 143 MPa dans le cas du modèle avec couple de torsion et une valeur de 130 MPa dans le cas du modèle sans couple de torsion.

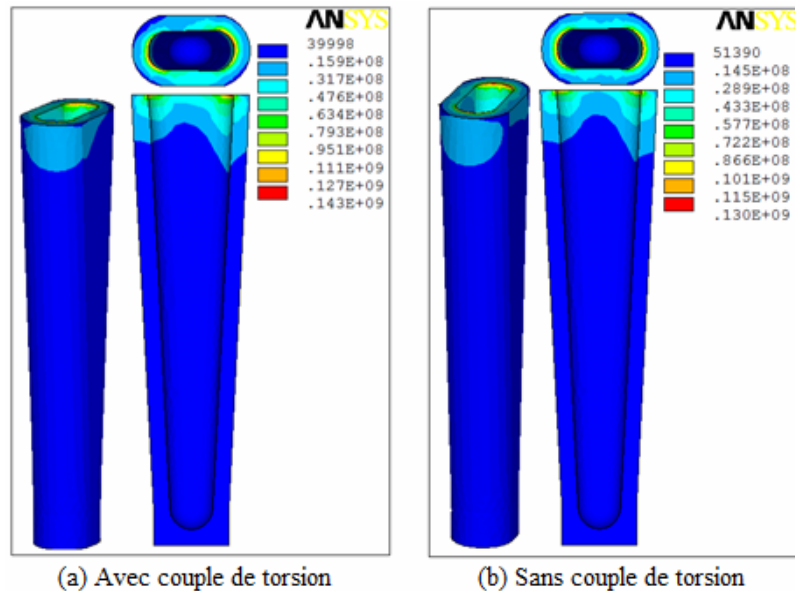


Figure 63 : Contraintes de Von Mises – Ciment (PMMA)

La figure (64) montre la répartition des contraintes de Von Mises au niveau du bloc (Matrices) pour les deux essais (a) et (b). On remarque que la contrainte maximale donnée par 515 MPa dans le cas du modèle avec couple de torsion et une valeur de 439 MPa dans le cas du modèle sans couple de torsion.

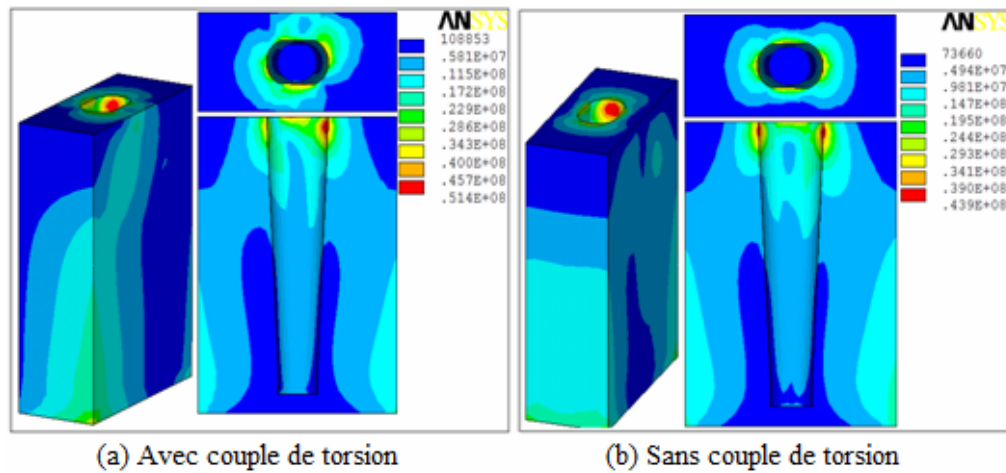


Figure 64 : Contraintes de Von Mises – Bloc (Acier)

Selon les figures illustrées ci-dessus, la charge appliquée génère des contraintes élevées au niveau de la zone située au milieu de la tige fémorale. En présence d'un implant artificiel, ce transfert de charge vers les matrices s'effectue par déformation de la tige de l'implant en contact quasi direct avec le ciment orthopédique. Ce transfert génère des contraintes légères au niveau du ciment et du bloc.

Nous nous baserons, par la suite, sur la répartition des contraintes de compression et de traction le long de l'implant (avec couple ou sans couple de torsion) pour les comparer entre elles et ainsi connaître l'influence de chacune, via les conditions qui sont associées à chacune d'entre elles.

II.5.2.1.1- Contraintes de Compression au Niveau de la Tige Fémorale

Concernant les contraintes de compression, la figure (65) donne la répartition des contraintes de compression le long de la tige fémorale sous forme iso couleurs et la figure (66) indique leurs répartitions sous forme graphique. Contraintes responsables de la l'apparition de micro-fissures dans le cas de la fatigue.

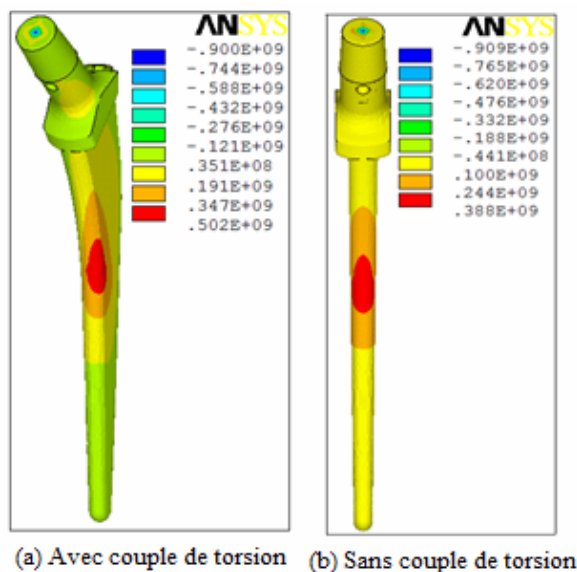


Figure 65 : Contrainte de Compression – tige fémorale

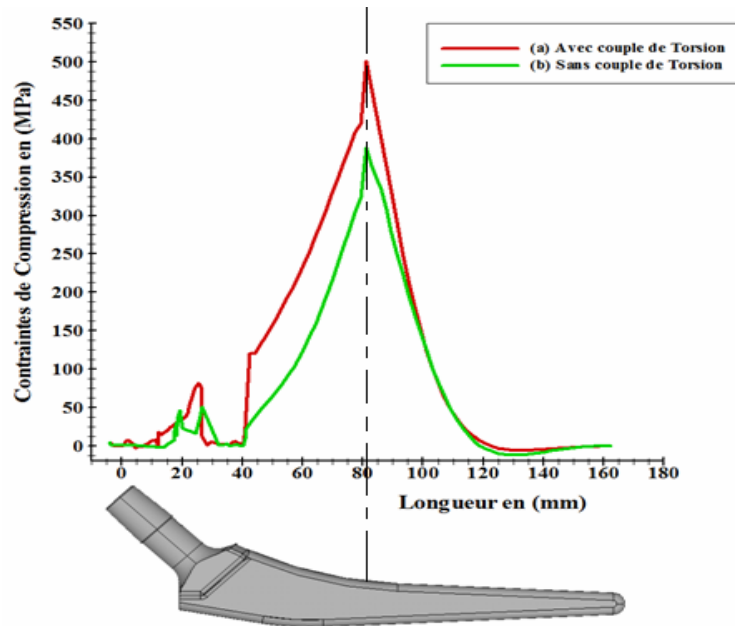


Figure 66 : Répartition des contraintes de compression le long de la tige fémorale

Les figures ci-dessus (figure 65 et 66) nous permettent d’observer que les contraintes maximales de compression, avec ou sans couple de torsion, relevée presque au milieu de la tige, plus exactement localisées à mi-longueur de la tige fémorale, soit à 81.1 mm par rapport au point d’application de la charge. La contrainte maximale de compression avec couple de torsion est donnée par la valeur 502 MPa. Par contre, sans couple de torsion, cette contrainte est égale à 388 MPa. Dans les deux cas, ces contraintes se situent dans les couches comprimées de la tige fémorales.

Pour les deux essais, deux pics de contraintes non dangereux sont localisés au niveau du col de la tige.

Avec couple de torsion:

- ✓ un pic situé à une distance de 25 mm du point d’application où la contrainte de compression est de 82 MPa.

Sans couple de torsion

- ✓ un pic localisé à une distance de 19 mm du point d’application où la contrainte de compression est de 46 MPa.
- ✓ un autre pic à une distance de 27 mm du point d’application où la contrainte de compression est de 50 MPa.

II.5.2.1.2- Contraintes de Traction au Niveau de la Tige Fémorale

La figure (67) donne la répartition des contraintes de traction au niveau des couches tendues le long de l’implant. Contraintes responsables aussi de l’apparition de microfissures dans le cas de la fatigue.

La courbe de la figure (68) représente la variation de la contrainte de traction le long de la tige fémorale. Les contraintes maximales de traction avec ou sans couple de torsion sont données respectivement par les valeurs 493 MPa et 376 MPa. Ces contraintes sont situées au milieu de la

tige, plus exactement à 81.1 mm du centre de la tête de la tige. Ces résultats sont conformes à ceux recensés dans la littérature.

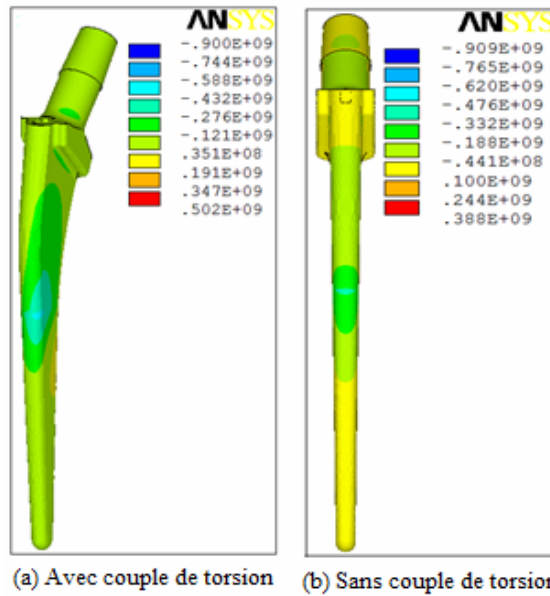


Figure 67 : Contrainte de traction - tige fémorale

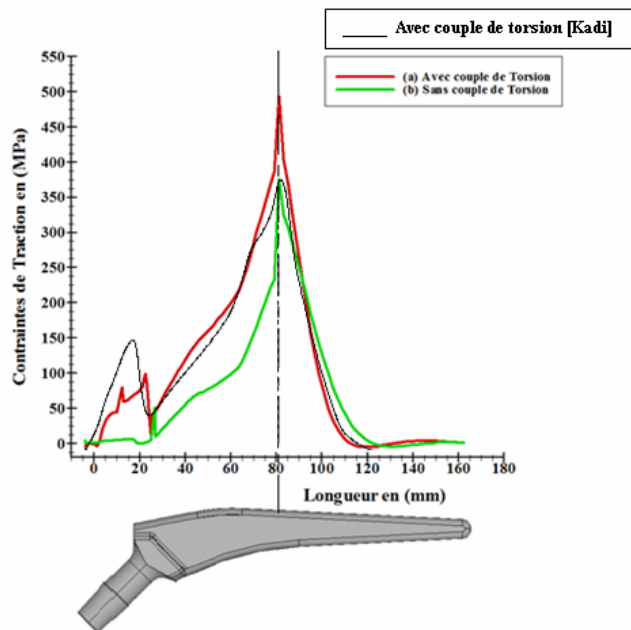


Figure 68 : Répartition des contraintes de traction le long de la tige fémorale

II.6- CONCLUSION

La simulation Numérique par la MEF, nous a permis de décrire d'une façon bien détailler le comportement mécanique de tige fémorale standard fabriquée dans un alliage à base de (Cr-Ni-Mo), scellée dans un bloc en acier et d'une cupule de prothèse totale de hanche fabriquée en polypropylène (PP) extrudé sous forme de poutre à l'état solide.

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, comme dans notre cas [4]. 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 ceux de l'expérimentale.

Les calculs de simulation numérique utilisant le nouveau montage d'essai, nous ont permis:

- de décrire d'une façon bien détaillée le comportement mécanique d'une tige fémorale fabriquée à partir d'un alliage à base de (Ni-Mo-Cr), orientée et ancrée dans un bloc cimenté ;
- de localiser les points chauds dans les deux cas traités (sans et avec couple de torsion). Dans le cas extrême (avec couple), le point chaud au niveau de la face soumise à la compression n'est pas un point dangereux, c'est-à-dire le niveau de contrainte de compression engendré ne peut pas conduire une fissuration par fatigue. Nous estimons que le plus dangereux de ces points se trouve à 81.1 mm (situé à la moitié de la tige) par rapport au centre de la tête fémorale, tandis que le point le moins dangereux se trouve dans le col de l'implant. Cette contrainte est considérée comme étant une contrainte de protection, c'est-à-dire il est préférable que la prothèse se détériore (rupture) au niveau du col qu'au niveau de la tige. Cette dernière (concentration de contrainte au niveau de la tige) provoque la rupture de la tige et par conséquent le fémur. Même sur un plan purement chirurgical, il est plus aisé de retirer une tige après rupture au niveau du col que celle survenu au milieu de la tige fémorale.
- d'identifier des zones comprimées et tendues au niveau du ciment orthopédique et au niveau du bloc (Matrices).

Comme perspective, concernant la tige fémorale, il nous reste à vérifier ces résultats expérimentalement. En d'autres termes, la prochaine étape, c'est la fabrication du montage d'essais, la réalisation des essais d'endurance sur les tiges fémorales que nous disposons au niveau de notre laboratoire, le LMA de l'USTHB.



Conclusion Générale

Conclusion Générale

Ce travail de recherche avait pour objectif d'aborder le comportement mécanique in-vitro de tige fémorale et des cupules d'une PTH. La cupule d'une prothèse totale de hanche usinée en polypropylène (PP) extrudé à l'état solide, traité par le procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales (ECAE) en vu d'adapter les propriétés mécaniques du matériau extrudé aux sollicitations appliquées à une cupule. Pour décrire ce type de comportement, nous avons opté pour une simulation basée sur la méthode des éléments finis. Plusieurs modèles ont été considérés, les cupules utilisées sont fabriquées à partir d'un polypropylène vierge et extrudé.

Nous avons aussi analysé la répartition des contraintes le long de la tige fémorale en utilisant un nouveau montage d'essais de fatigue en respectant les principes de la norme ISO 7206 (sans et avec couple de torsion).

L'analyse du comportement in-vitro nous a permis de :

- ✓ déterminer la répartition des contraintes engendrées le long de la cupule et le long de la tige fémorale,
- ✓ la localisation du point chaud et l'évaluation de l'amplitude de la contrainte et déformations au niveau de la cupule et de la tige fémorale, généralement contrainte responsable de la défaillance et même parfois de la rupture de la cupule et de la tige en service,

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes en comparant la localisation du point chaud et du niveau de contraintes pour les cas analysés. Nous utilisons pour la modélisation numérique le code de calcul par élément finis ANSYS.

La simulation numérique par la méthode des éléments finis, nous a permis aussi de décrire d'une façon bien claire et détaillée le comportement mécanique d'une cupule d'une prothèse totale de hanche fabriquée en polypropylène extrudé à l'état solide. Le but de l'extrusion est double :

- ✓ améliorer les propriétés mécaniques du nouveau matériau, comme la ductilité par exemple,
- ✓ réorienter les chaînes macromoléculaires du nouveau matériau, pour créer des orientations privilégiées de chaînes macromoléculaires.

D'après les résultats obtenus on voit clairement qu'on a une meilleure répartition des contraintes au niveau de la cupule, ceci peut être expliqué par l'augmentation de la ductilité du matériau après extrusion.

Le nouveau matériau offre la possibilité d'éviter la concentration des contraintes excessives au niveau de la cupule. Le nouveau matériau offre, donc, une meilleure répartition des contraintes, ces dernières engendrées par le transfert de charge de la partie supérieure du corps humain à la partie inférieure lors de la marche.

Des observations cliniques révèlent que la rupture ou la défaillance de la prothèse se produit généralement au niveau des sections situées dans une zone de 25 mm à 90 mm du centre de la tête de l'élément fémorale. En d'autres termes, la section dangereuse peut se situer au delà de la

distance de 80 mm fixée par la norme. Ceci a conduit à des récentes modifications apportées à la dite norme, ou la distance cimentée passe de 80 mm à la moitié de la longueur de la tige fémorale et ce, quelque soit la longueur de la tige.

L'estimation de la durée de vie d'une tige fémorale passe par la réalisation des essais de fatigue qui répondent à l'heure actuelle à la norme ISO 7206. D'après des investigations dans le domaine [1] estime que cette norme est plutôt générale, vue la grande variation des tiges fémorales (dimensions, forme et matériaux) misent sur le marché.

Dans ce sens, les analyses du comportement mécanique des tiges fémorales des prothèses totales de hanche (PTH) constituent un sujet très discuté et commenté dans la littérature. Notre étude s'inscrit dans cette thématique et s'est articulée autour de deux phases :

- ✓ la description des procédures et des démarches d'une nouvelle approche d'essais de fatigue et de caractérisation des tiges fémorales.
- ✓ la simulation numérique sous ANSYS, en utilisant le nouveau montage d'essai, pour l'analyse du comportement mécanique d'une tige fémorale orientée et ancrée dans un bloc de ciment.

Le montage d'essais, que nous avons proposé, peut avoir les avantages suivants :

- ✓ faciliter la conduite des essais de rupture ;
- ✓ détecter la rupture à n'importe quel endroit est n'est pas uniquement dans la partie supérieure de la tige fémorale contrairement à la norme ISO 7206;
- ✓ éviter la fissuration du ciment.

En perspective, concernant la tige fémorale, il nous reste à vérifier ces résultats expérimentalement.



Bibliographie

Bibliographique

- [1] **S. ALBERTINI**, Modélisation Numérique d'une Prothèse Totale de Hanche (P.T.H.), Stage de fin d'étude Septembre, Institut Scientifique et Polytechnique Galilée Paris 13, 2004.
- [2] **M. KADI**, Simulation Numérique par la Méthode des Eléments Finis du Comportement Mécanique d'une Prothèse Totale de Hanche Fabriquée dans un Alliage à Base de (Cr-Ni-Mo), Mémoire du magister en mécanique, USTHB 2005.
- [3] **D. FOUCAT**, Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique, thèse de doctorat, INSA de Strasbourg, 2003.
- [4] **BOULAHIA et al.** Successive translucent and opaque shear bands accompanied by a pronounced periodic waves observed in a polypropylene (PP) processed by single ECAE pass. The Journal of Advanced Materials Research Vol. 423 (2012) pp 12-25
- [5] **BOULAHIA et al.** Deformation behaviour and mechanical properties of polypropylene processed by equal channel angular extrusion: Effects of back-pressure and extrusion velocity, The Journal of Polymer 50 (2009) 5508–5517.
- [6] **G. Moulin**, Projet Bibliographique, Les prothèses du genou. Université de technologie Compiègne UTC, 2003.
- [7] **D. GUTKNECHT**, Elaboration et caractérisation de micro et nano-composite alumine-zircone pour application orthopédique, Thèse de doctorat Génie des matériaux, Université de Lyon, 2006.
- [8] **Dr. F. Prigent**, Prothèse totale de hanche, le couple, www.genou-hanche.com.
- [9] **N. Mansouri**, Contribution à l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales, mémoire du magister en mécanique, Université de Batna 2009.
- [10] **F. CHELLAT**, Biomateriaux comme substituts osseux, Cours PLU 6049, 01/03/2007.
- [11] **K. CHERGUI**, Etude du comportement mécanique d'un couple de biomatériau céramique/polymère et amélioration de la biocompatibilité, Mémoire du magister en mécanique, Université de Batna 2009
- [12] **P. COMBETTE, I. ERNOULT**, Livre : Physique des polymères Tome 2 : Propriétés mécaniques, Presses internationales Polytechnique (2006).

- [13] **P. COMBETTE, I. ERNOULT**, Livre : Physique des polymères Tome 1 : Structure, fabrication, emploi, Presses internationales Polytechnique (2005).
- [14] **H.H. Kausch**, Livre : Traité des Matériaux 14, Matériaux Polymères: Propriétés Mécaniques et Physiques, principe de mise en œuvre, Presses Polytechnique et Universitaires Romandes, 2001.
- [15] **X. LEFEBVRE**, Fissuration fragile lente du polyamide 11 : Mécanismes et durées de vie en fluage, thèse de doctorat, l'école nationale supérieure des mines de Paris, 2002.
- [16] **Y. TILLIER**, Identification par analyse inverse du comportement mécanique des polymères solide ; applications aux sollicitation multiaxiales et rapides, thèse de doctorat, Ecole nationale supérieure des mines de Paris, 1998.
- [17] **N. RENAUT**, Amélioration des propriétés thermomécaniques et ignifuges du polypropylène, these de doctorat, Université des sciences et technologies de Lille, 2008.
- [18] **L.P. PHISHER**, Les premières prothèse articulaires chez l'homme (1860-1960), Histoire des sciences médicales, tome I, 2000.
- [19] **Dr. F. Prigent**, L'histoire des prothèse de hanche 1920-1980, www.genou-hanche.com
- [20] **M. Bernadou**, Pascal Christel, Jean-Marie Crolet, Comportement mécanique des cupules dans les prothèses de hanches, interprétation des descellements, rapport de recherche, INRIA Paris, 1984.
- [21] **M.H. Fessy**, La double mobilité, The Journal of Maîtrise Orthopédique n°152 - mars 2006.
- [22] **Tipper et al.** Alumina-alumina artificial hip joints. Part II : Characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations, The Journal of Biomaterials, 2002.
- [23] **Wu et al.** The cumputer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis, The Journal of Computer methods and programs in Biomedicine 70 (2003)80-91.
- [24] **SFANTOS et ALIABADI**, Total hip wear simulation using the boundary element method, The Journal of Biomechanics, 40 (2007) 378-389.
- [25] **KORHONEN et al**, The effect og geometry and abduction angle on the stresse in cemented UHMWPE acetabular cup-finite element simulations and experimental tests, The Journal of Biomedical, 2005.
- [26] **HAUSSELLE**, Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique, thèse de doctorat, l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2007.
- [27] **BOUIADJRA et al.** FE analysese of behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prosthesis, The Journal of Computational Materials Science 40 (2007) 485-491.

- [28] **WITZEL, RIEGER, EFFENBERGER**, Three-dimensiional stress analysis of threaded cups-a finite element analysis, The Journal of Int Orthop 2007 im Druck
- [29] **RIXRATH et al.** Etude de la formation de débris d'usure dans la prothèse totale de hanche par la méthode numérique particulière, 18^{ème} congrès française de Mécanique, Grenoble, 27-31 août 2007.
- [30] **YOUCIF**, Modes of failure in natural and artificial human hip joint, Departement of medical engeneering, Cairo University, IFMBE Proceeding Vol 24.
- [31] **BOULILA et al.** Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des PTH à couples de matériaux différents, Laboratoire Mécanique Orthopédique (LBO), Tunisie 2010.
- [32] **Hausselle et al.** Modélisation de la croissance de défauts dans les cupules de prothèse de hanche en zircone soumise au phénomène de décoaptation, École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne, 2008.
- [33] **E. RIXRATH**, Contribution numérique à l'étude de l'usure des prothèses totales de hanche, Thèse de doctorat : Biomécanique : Université d'Aix-Marseille II., 28 Mais 2008.
- [34] **A. BOULILA et al.** Prévission de l'échauffement à l'interface tête-cotyle de PTH, Laboratoire de Mécanique des solides, des structures et de développement technologique, ESSTT, Tunisie, 2010.
- [35] **N. SID**, Modélisation tridimensionnelle et paramétrée par la méthode des éléments finis de l'articulation de la hanche – cas des polymères – Mémoire de magister en génie mécanique, Centre universitaire abbes Leghrour, Khenchela, 2010
- [36] **KADI et al.** Comportement mécanique in-vitro des tiges fémorales standard et anatomique implantées dans un fémur humain, Laboratoire de Mécanique Avancée (LMA), Matériaux 2006 13-17 Novembre 2006 – Dijon, France

Résumé

Le but de ce mémoire est double, l'étude du comportement mécanique in-vitro d'une cupule d'une prothèse totale de hanche en polypropylène (PP) vierge et extrudé à l'état solide, pour cela, on a utilisé une simulation numérique par la méthode des éléments finis, cette simulation nous a permis de localiser les points chauds, soit au niveau de leurs emplacements ou bien de leurs intensités.

Dans la deuxième partie, on a essayé d'analyser par une simulation numérique le comportement mécanique d'une tige fémorale orientée et scellée dans un bloc d'acier en utilisant un nouveau montage d'essais, en respectant l'état d'esprit de la norme ISO 7206.

Mots clés : Biomatériaux, prothèses, ciment, fémur, hanche, cupule, simulation numérique,...

Abstract

The objective of this memory is twofold, the mechanical study of behaviour of a total prosthesis hip cup to manufacture in polypropylene (PP) pure and polypropylene extruded solid state, for this there, one has to use a digital simulation by the finite element method, this simulation allowed us of localised the points heat, that is to say on the level of their site or of their intensity.

In the second part, we try to analyze by numerical simulation the behavior of a femoral stem oriented and sealed in a steel block using a new installation test, respecting the spirit of ISO 7206.

Keywords: Biomaterials, Prosthesis, Cement, femur, hip, cup, numerical simulation...