



MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ «ABBÈS LAGHROUR» DE KHENCHELA
FACULTÉ DES SCIENCES ET DE TECHNOLOGIE



Département de Génie Mécanique

N° de série :.....

Mémoire de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Master (L.M.D)

Filière : Génie Mécanique

Spécialité : Génie des Matériaux

Modélisation d'une prothèse totale de hanche et comparaison des résultats entre ABAQUS et SOLIDWORKS

Réalisé par :

Himeur Mohamed Isslem

Rabehi Khouloud

Membres de jury :

Dr.MANSOURI Khelifa

Mr.HIMEUR Nabil

Mr. HANNACHI Bouzid

M.C.B Université de Khenchela

M.A.A Université de Khenchela

M.A.A Université de Khenchela

Président

Examineur

Rapporteur

Présenté le..../06/2022

Remerciements

C'est un grand plaisir d'exprimer nos gratitudee à notre encadreur, **MR. HANNACHI Bouzid**, de nous avoir fait confiance de mener à terme cette recherche sous sa direction.

C'est grâce à lui, que nous avons pu, en effet, découvrir le monde de la recherche et vivre cette expérience très riche sur le plan scientifique et humain. Nous sommes très reconnaissants

de sa méthode attentive et de ses qualités qui m'ont été d'un grand soutien ;
Aux membres de jury qui ont accepté de faire partie de ce jury de soutenance ;

Nous adressons aussi toutes nos gratitudee au chef département de génie mécanique

Mr : **BERKIA Abd Elhak** pour son aide et ses conseils judicieux ;
À tous les enseignants du département de génie mécanique, Particulièrement
Aux

Enseignants : **Djebaili H, Chitour M, Khadraoui F, Brek S, Allaoui H, Messaoudi A,**

Mansouri K, Ghillani, Himeur N ...

Nos remerciements s'adressent particulièrement à

Mr : ABOUDI Abdelaziz

doyen de la

faculté des sciences et de technologie ;

À tous les enseignements et cadres qui ont contribué à notre formation de près ou de loin ;

sans oublier nos amis et collègues de la promotion 2021/2022.

TABLE DES MATIERES

Remerciements	I
Dédicace	
Résumé	
Abstract	
Liste des figures	II
Liste des tableaux	II
Introduction générale	1
<u>Chapitre I : les biomatériaux</u>	
<i>Partie I : les métaux</i>	3
Introduction	3
I.1.définition des Matériaux	3
I.2. Les grandes classes de matériaux	4
I.2.1. les métaux métalliques	4
A. Métaux ferreux	5
* Le Fer	5
* Les Aciers	8
* Les fontes	8
B. Les métaux non ferreux	8
* Aluminium	10
*Le cuivre et ses alliages	10
I.2.2. les céramiques	11
I.2.2.1.Les types de céramiques	11
A. Céramiques traditionnelles	11
B. Céramiques technique	12
I.2.3. les polymères	12
I.2.3.1 Les types des polymères naturels	12
A. Le bois	12

B. Coton	13
C. Laine	13
I.2.3.2. Les polymères synthétiques	13
I.2.3.3. Les types des polymères synthétiques	13
A. Thermoplastiques	13
B. Thermodurcissables	14
C. Élastomères	14
I.2.4. les composites	15
Partie II : GENERALITES SUR LES BIOMATERIAUX	16
I.3.1. Les biomatériaux	16
I.3.2. Applications des biomatériaux	17
A-Ophtalmologie	17
B-Chirurgie orthopédique	18
C-Cardiovasculaire	19
I.3.3. Grandes classes des biomatériaux	20
I.3.3.1. Biomatériaux d'origine naturelle	20
I.3.3.1.1. Biopolymère	20
A. Les classes des polymères utilisés dans la médecine	21
*Les homopolymères	21
* Les polymère bio résorbables	21
* Les copolymères	22
I.3.3.2. Bio Céramique	23
A. Propriétés et applications	23
I.3.3.3. Matériaux d'origine naturelle	24
I.3.3.4. Les métaux et alliages métalliques	25
I.3.4. Propriétés des Biomatériaux	26
A. Propriétés physiques et chimiques	26
B. Propriétés mécaniques	26
C. Propriétés biologiques	27
Partie III : Biocompatibilité et Biomécanique	27
I.4.1. Biocompatibilité (négative)	27

I.4.2.Bio inertie	27
I.4.3.Bio activité (Biocompatibilité élargie ou mesurable	27
I.5.Les différents types de biocompatibilité	27
A. Biocompatibilité structurale	28
B. Biocompatibilité surfacique	28
C. Bio activité	28
D. Bio fonctionnalité	28
I.6.BIOMÉCANIQUE	29
I.6.1. subdivision de la biomécanique en fonction des caractéristiques du corps humain	30
II.6.2.BIOMÉCANIQUE ET TYPES DE MOUVEMENTS	30
Conclusion	32
<u>Chapitre II :les prothèses</u>	
Introduction	34
II.1. définition de hanche	35
II.2.Anatomie de hanche	35
II.3.Les prothèses	37
II.4. types des prothèses	37
II.5. prothèse de hanche	38
• Définition	38
II.5.1. prothèse partielle de hanche	40
II.5.2. Prothèse totale de la hanche	40
II.5.3.Composants de prothèse totale de hanche	41
A. Tête fémorale	42
B. La cupule	42
C. La tige fémorale	42
II.5.4.MOYENS D'UNION	43
II.5.5.MUSCLES PERMETTANT LA MOBILITE DE LA HANCHE	44
A. Mouvement de flexion-extension	44
B. Mouvement d'abduction-adduction	45
C. Mouvement de rotation médio-latérale	46

II.5.6. Type de prothèse de hanche	47
A. LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE CIMENTÉES	48
• Le ciment chirurgical	49
• Avantages et inconvénients de fixation par ciment	49
• Conditionnement du ciment	50
• Stérilisation du ciment	51
B. LES PROTHÈSES SANS CIMENT	51
II.5.7. Les couples de frottements d'une prothèse totale de hanche	52
• Polyéthylène-Céramique	53
• Métal-Métal.	53
• Polyéthylène-Métal	53
• Céramique-Céramique	53
II.5.8. Analyse d'une prothèse de hanche	54
II.5.9 DUREE DE VIE DE LA PROTHESE	54
II.5.10. PRINCIPE DE L'INTERVENTION	55
II.6. prothèse de genou	56
II.6.1 Anatomie de l'articulation du genou	57
II.6. 2. Définition	57
II.6.3. les types de prothèse de genou	58
A. Les prothèses partielles de genou	58
B. Les prothèses totales de genou	59
II.6.4..Mouvements du genou	60
A. La libération de l'articulation fémorales-tibiale	60
B. Les mouvements des condyles sur les glènes	61
C. Les menisques et leurs déplacements	62
D. Déplacement entre rotule et fémur	63
E. Déplacements entre rotule et tibia	64
II.7. prothèse d'épaule	65
II.7.1 LES PROTHÈSES TOTALES D'ÉPAULE INVERSÉES	65
II.8. Prothèse de coude	66
II.9. Prothèse de cheville	67
<u>Chapitre III</u>	

Introduction	69
III.1.L'importance de la simulation	70
Partie I : ABAQUS	70
III.2.ABAQUS CAE	70
III.2.1.Modélisation Numérique	70
III.2.1.1.Création du Modèle	70
A. La création du modèle	70
III.2.1.2.Les Modules	71
A- Le module « PART »	71
B- Le module « PROPETY »	71
C- Le module « ASSEMBLY »	71
D- Le module « STEP »	71
E- Le module « INTERRACTION »	71
F- Le module « LOAD »	72
G- Le module « MESH »	72
H- Le module « JOB »	72
A.1. Module Part	73
B.1. Module Property	73
C.1. Module Assemblé	78
D.1.Module Step (type de sorties et calculs)	79
E.1.Module Interaction	80
F.1. Module Load	81
F.1.1. L'application de la charge	82
F.1.2. L'application des conditions aux limites	82
G.1. Module Mesh (mallaige)	83
G.1.A.«Seed part»	83
G.1.B. Choix de Mesh Contrôle	84
G.1.C. La commande de « Mesh Part»	84
H.1. Module «Job»	85
H.2. Exécution de simulation et résultats	86
Partie II : SOLIDWORKS	87
III.3.SOLISWORKS (logiciel de conception)	87
III.3.1.Les matériaux étulisés et leur Propriétés	87
III.3.2.Définition de la pièce "Cotyle"	87
III.3.3.Dessin de L'insert de friction	89

III.3.4.Création de la cupule	90
III.3.5.L'interactions	93
III.3.5.1.L'application de la Charge	94
III.4.Résultats de Simulation ABAQUS	95
III.5. Résultat de simulation de SOLIDWORKS	96
III.6.Résultats et Discussion	97
III.6.1.Comparaison entre les Résultats des deux logiciel (ABAQUS CAE & SOLIDWORKS)	97
III.6.2.COMPARAISON VISUELLE	97
III.6.3.COMPARAISON STATIQUE	99
III.6.4.COMPARAISON GRAPHIQUE	100
III.7.Distribution des contraintes Suivant L'axe X	101
III.8.Distribution des contraintes Suivant L'axe Y dans chaque pièces	102
III.9.Distribution des contraintes Suivant L'axe Z	103
III.10.Déplacement suivant L'axe X	104
III.11.Déplacement suivant L'axe Y	105
III.12.Déplacement suivant L'axe Z	106
III.13.Déformation Minimale	107
III.14.Déformation Maximale	108
A. Commentaire Général	109
III.15.Interprétation des Résultats	109
III.16.Interface associée de SOLIDWORKS pour ABAQUS	111
III.17. Conclusion	112
Conclusion Générale	114

Listes Des Figures

Chapitre I

Fig. (I.1) :Les classes des matériaux.....	4
Fig. (I.2) : le fer.....	5
Fig. (I.3) : Les aciers.....	5
Fig. (I.4) : Schéma de processus de fabrication d'acier.....	6
Fig. (I.5) : Désignation normalisée des aciers non alliés.....	7
Fig. (I.6) : Désignation normalisée des aciers spéciaux, non alliés.....	7
Fig. (I.7) : Aluminium.....	8
Fig. (I.8) : Désignation normalisée des produits laminés.....	9
Fig. (I.9) : Désignation normalisée des produits de fonderie.....	10
Fig. (I.10) : Désignation normalisée des alliages de cuivre.....	10
Fig.(1.11) :Ancienne céramiques.....	11
Fig.(1.12) : Céramiques traditionnelles	12
Fig.(1.13) : Céramiques techniques	12
Fig. (I.14) : Monomère.....	13
Fig. (I.15) : Poly VinylChloride (p.v.c)	14
Fig. (I.16) : Résine Epoxy	14
Fig. (I.17) : Polyester.....	14
Fig. (I.18) : Caoutchouc.....	15
Fig. (I.19) : Matériau composite.....	16
Fig. (I.20) :Les applications des biomatériaux	17

Fig. (I.21) : Lentilles optiques.....	18
Fig. (I.22) : L'évolution du design des prothèses vers une forme plus compacte.	19
Fig. (I.23) : Stimulateur cardiaque.....	20
Fig. (I.24) : Arrangements possibles dans un polymère.....	21
Fig. (I.25) : Cupule en polyéthylène.....	22
Fig. (I.26) : Les copolymères de pp.....	24
Fig. (I.27) :Biomatériaux en céramique (articulation artificielle de la hanche) ...	24
Fig. I.28. La biomécanique.....	29
Fig. (I.29): flexion rotations,	31
Fig. (I.30): Adductions, abductions.....	31

Chapitre II

Fig. (II.1) : extrémité proximale du fémur.....	35
Fig. (II.2): Ligaments de l'articulation de la hanche saine.....	36
Fig. (II.3): types des prothèses.....	38
Fig. (II.4) : Le centre de la hanche.....	39
Fig. (II.5) : prothèse de hanche ancienne génération (à gauche), avec les techniques les plus modernes (à droite)	39
Fig. (II.6) : prothèse partielle de hanche.....	40
Fig. (II.7) : prothèse totale de hanche.....	41
Fig. (II.8) : tête fémorale.....	41
Fig. (II.9) : cupule.....	42
Fig. (II.10):la tige fémorale.....	43
Fig. (II. 11): Capsule et ligaments iléo-fémoral et pub-fémoral.....	43
Fig. (II.12) : les différents mouvements de la hanche.....	44

Fig. (II .13) : déférence entre flexion et extension	45
Fig. (II .14) : Mouvement d'abduction-adduction.....	46
Fig. (II .15): déférence entre Rotation médio-latérale.....	47
Fig. (II.16) : Répartition des patients en fonction de type de prothèse.....	48
Fig. (II.17): Prothèses totales de hanche :a)Queue cimentée b) Queue non cimentée..	48
Fig. (II.18) : Fixation par ciment :	
a- Préparation du ciment, b- Exemple de fixation cimentée.....	49
Fig. (II.19):Ciment acrylique.....	49
Fig. (II.20) : Prothèse totale de hanche cimentée.....	50
Fig. (II.21) : Prothèse totale e hanche sans cimentée.....	52
Fig. (II.22) : Cupule de frottement polyéthylène –céramique.....	52
Fig. (II.23) : Cupule de frottement métal-métal.....	53
Fig. (II.24) : cupule de frottement polyéthylène-métal.....	53
Fig. (II.25) : cupule de frottement céramique-céramique.....	54
Fig. (II.26) : appareille de mesure la duré su vié de prothèse de hanche.....	55
Fig. (II.27): PRINCIPE DE L'INTERVENTION.....	55
Fig. (II.28):Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité.....	57
Fig. (II.29) : Anatomie du genou	58
Fig. (II.30) : prothèse partielle de genou.....	58
Fig. (II.31) : prothèse totale de genou.....	60
Fig. (II.32) : Amplitude mouvements de flexion du genou.....	61
Fig. (II.33): Roulement puis glissement du fémur sur le tibia.....	62
Fig. (II.34) : Déplacement des ménisques pendant la flexion du genou.....	63

Fig. (II.35) : Déplacement de la rotule sur le fémur pendant la flexion.....	64
Fig. (II.36) : Déplacement de la rotule par rapport au tibia.....	65
Fig. (II.37): première prothèse d'épaule posée par Jules Emile Péan en 1893.....	66
Fig. (II.38) : PROTHÈSES TOTALES D'ÉPAULE INVERSÉES.....	67
Fig. (II.39) : Prothèse de coude.....	67
Fig. (II.40) : Prothèse de cheville.....	67

Chapitre III

Fig. (III.1) : L'insert d'une Prothèse à hanche	69
Fig.(III.2) :Interface ABAQUS.....	70
Fig.(III.3) :Les modules de l'ABAQUS.....	71
Fig.(III.4) :Les modules de l'ABAQUS.....	72
Fig.(III.4) :Les modules de l'ABAQUS.....	73
Fig.(III.5) : L'espace du dessin.....	73
Fig.(III.6) :Le plan 2D de la Cotyle.....	73
Fig.(III.7) :Fenêtre de la création 3D.....	74
Fig.(III.8) : Le modèle de la Cotyle en 3D.....	74
Fig.(III.9) :Module Properties.....	75
Fig.(III.10) :Déclaration des propriétés.....	77
Fig.(III.11) :La tige dans le module Properties.....	77
Fig.(III.12) :L'assemblage de modèle en « Assemblage »	78
Fig.(III.13) : réglages du « Step »	79
Fig.(III.14) : Paramètre de « Step »	79
Fig.(III.15) :Interaction	80
Fig.(III.16) : les fonctions de « Load »	81

Fig.(III.17) :L'application de la charge « Load »	81
Fig.(III.18) :Paramètre de la charge.....	81
Fig.(III.19) :les conditions limites.....	82
Fig.(III.20) :L'encastrement du pièce.....	82
Fig.(III.21) :Paramètre de Mesh.....	83
Fig.(III.22) :Le contrôle de Mesh.....	83
Fig.(III.23) :maillage d'Assemblage	84
Fig.(III.24) : module « Job »	85
Fig.(III.25) :Interface SOLIDWORKS 2016.....	86
Fig.(III.26) :l'énorme d'emplacement d'une cotyle.....	87
Fig.(III.27) : Création du modèle.....	88
Fig.(III.28) : Les conditions dimensionnels d'insert de friction.....	88
Fig.(III.29) : L'assemblage des Pièces.....	89
Fig.(III.30) : La Partie Utile	92
Fig.(III.31) : La position étudiant.....	94
Fig.(III.33) : Courbe de Contrainte - déformation sur ABAQUS.....	100
Fig.(III.34) : Contrôle du Mesh ou maillage sur Abaqus.....	100

Liste des Tableaux

Chapitre I

Tableau I.1 : Quelques biomatériaux céramiques et leur usage.....	23
Tableau I.2 : Exemples des biomatériaux d'origine végétale	25
Tableau I.3: Exemples des biomatériaux d'origine animale.....	26

Chapitre III

Tableau.III.1. les pièces séparant.....	79
Tableau.III.2.Les Propriétés de chaque matériau utilisés.....	88
Tableau(III.3) : Les Propriétés de chaque matériau utilisés.....	91
Tableau(III.4) :Les étapes de création du Cotyle.....	92
Tableau(III.5) :les pièces séparant de la prothèse à hanche.....	94
Tableau(III.6) :contacte (interaction).....	96
Tableau (III.7) :Résultat de simulation dans Cupule-Tige ABAQUS.....	97
Tableau (III.8) :Résultat de simulation dans Cupule-Tige(SOLIDWORKS) ..	97
Tableau (III.9) :COMPARAISON VISUELLE.....	99
Tableau (III.10) :COMPARAISON STATIQUE.....	100
Tableau (III.11) : contraintes σ_{xx}	102
Tableau (III.12) :contraintes σ_{yy}	103
Tableau (III.13) :contraintes σ_{zz}	104
Tableau (III.14) :Déplacement suivant L'axe X.....	105
Tableau (III.15) :Déplacement suivant L'axe Y.....	106
Tableau (III.16) :Déplacement suivant L'axe Z.....	107
Tableau (III.17) :Déformation Minimale.....	108
Tableau (III.18) :Déformation Maximal.....	109
Tableau (III.19) : La différence des contraintes Von mises Des deux logiciel..	110

Tableau (III.20) : Comparaison de quelques compétences pour ABAQUS et
SOLIDWORKS.....112

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale

A l'heure actuelle, grâce au développement de la science, la chirurgie orthopédique a réussi avec l'aide de chirurgiens et d'ingénieurs, car des matériaux utilisés dans la fabrication de prothèses orthopédiques ont été découverts qui ne nuisent pas au corps humain, et nous ne pouvons pas nier que les patients orthopédiques souffrent de complications à long terme dans le corps, qui nécessitent des solutions y compris la ré-opération.

Dans cette méthode précédente, les membres prothétiques doivent être largement utilisés afin de remplacer les articulations, qui souffrent d'un problème dans le corps humain (genou, épaule, hanche, cheville...) et cette dernière est considérée comme la meilleure solution et malgré le succès de cette méthode pour calmer la douleur mais il s'agit d'améliorer leur durée de vie est en fait essentielle, c'est-à-dire la longévité de ces articulations. A la détérioration du droit (frottement, usure, déchirure...etc.) en plus de la tête de la prothèse.

Nous effectuons des tests de Fissure sur les prothèses dans les mêmes conditions opératoires afin d'étudier le mécanisme d'endommagement et de trouver d'autres matériaux plus performants.

Le prix élevé de la prothèse est la vérification de la tête dédoublée et de la vraie cupule (une articulation de la hanche coûte environ 1500 euros).

La concentration excessive de pression est également une cause majeure de l'apparition de jeu ou de déchirure et de la présence de petites fissures au niveau de la tête et du droit.

Le système de chargement de Laroche a été développé grâce à des tests de laboratoire simulés.

chapitère I

Les biomatériaux

Introduction

Depuis l'âge de pierre, les matériaux font partie de la vie et de l'histoire humaine. Au fil du temps, ils sont devenus plus résistants, et intelligents pour apporter de nouvelles fonctionnalités aux objets qui nous entourent. Découvrez les grandes familles de matériaux, les approches scientifiques pour concevoir de nouveaux matériaux, les enjeux matériaux dans les domaines de l'environnement, de l'énergie, de la santé.

Les matériaux sont des objets naturels ou artificiels que les humains utilisent ou façonnent pour fabriquer des objets, construire des bâtiments, construire des machines, etc.

Le matériau dépend de son origine (comme les organismes vivants) et de ses propriétés mécaniques (comme la flexibilité ou la rigidité), chimiques (comme perméable ou imperméable à l'eau) ou physiques (comme la conductivité électrique ou thermique) [1].

Cours de caractérisation des matériaux ; Département de Génie Mécanique ; Institut Supérieur des Etudes Technologiques de Gafsa -Tunis-.

I.1.définition des Matériaux

Nous définissons les matériaux comme les solides utilisés par l'homme pour la fabrication d'objets, d'une machine, une chose ou de construire un ouvrage qui constituent le support de son cadre de vie. [2]

I.2. Les grandes classes de matériaux

Les matériaux sont classés suivants leurs compositions et leurs propriétés :

- Polymère
- céramique
- métaux
- composite

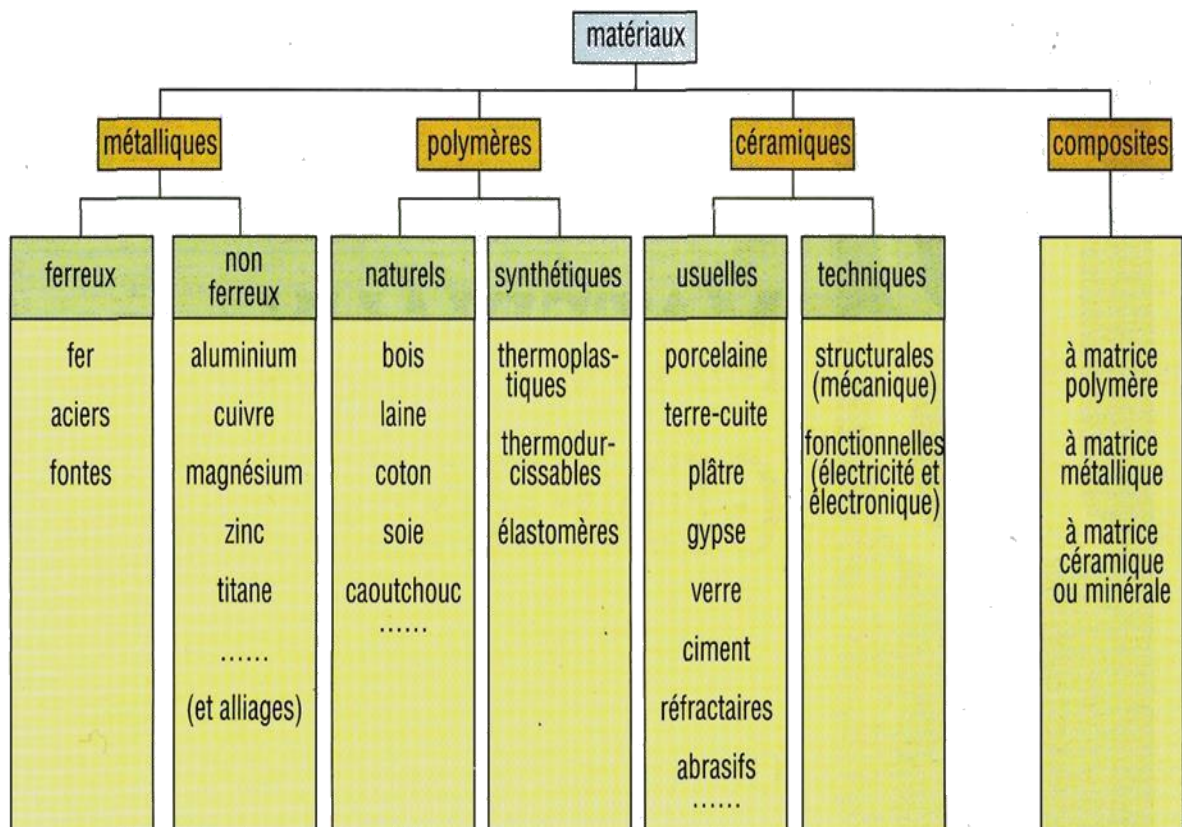


Fig. (I.1) : Les classes des matériaux [3]

I.2.1. les métaux métalliques

On les obtient soit par réduction à haute température de leurs oxydes en présence de carbone (ex : fer) ou par électrolyse à haute température (ex : aluminium). Ce sont les matériaux les plus employés pour les applications structurales (90% ferreux, les non-ferreux étant des alliages de Al, Cu, Ni et Ti). Ils sont capables de se déformer de manière permanente (ductiles) ce qui permet de réaliser des opérations de mise en forme par déformation plastique (emboutissage, forge, estampage...) ou d'assemblage par déformation plastique (rivetage). Par ailleurs les matériaux métalliques sont denses, et bons conducteurs thermiques et électriques. [4]

Il existe 2 classes de métaux :

A. Métaux ferreux : Les métaux ferreux sont constitués de plus de 90 % de fer pur ou faiblement allié à d'autres métaux. Ce sont des matériaux largement utilisés dans le bâtiment et la construction générale. Ils sont faciles à usiner et durables, mais souvent facilement corrodés.

* Le Fer

Le fer extrait du sous-sol est le métal le plus répandu sur terre. C'est aussi l'un des métaux les plus importants qui a donné son nom à l'ère de l'humanité. C'est l'un des éléments les plus utilisés dans l'industrie en raison de son faible coût, de son abondance et de ses excellentes propriétés. Le fer, en revanche, "rouille" facilement. Son oxydation au contact de l'oxygène de l'air est rapide et conduit à sa destruction totale. Est uniquement utilisé pour le soudage de l'acier inoxydable, etc. Sinon, il est généralement allié à d'autres éléments. Éléments de base du fer métallique : fer + carbone + éléments complémentaires (nickel, chrome, etc.).



Fig. (I.2) : Fer

Vous pouvez distinguer les deux sous-familles :

* **Les Aciers** : Le fer est l'élément de base de tous les aciers. Aussitôt qu'il est allié avec du carbone, il devient de l'acier. La teneur en Carbone d'un acier est toujours inférieure à 2 %. L'acier est donc un alliage de fer et contient aussi généralement certains autres éléments. Dépendamment des éléments avec lesquels il est allié, l'acier prend des propriétés chimiques et mécaniques complètement différentes.[3]



Fig. (I.3) : Les aciers

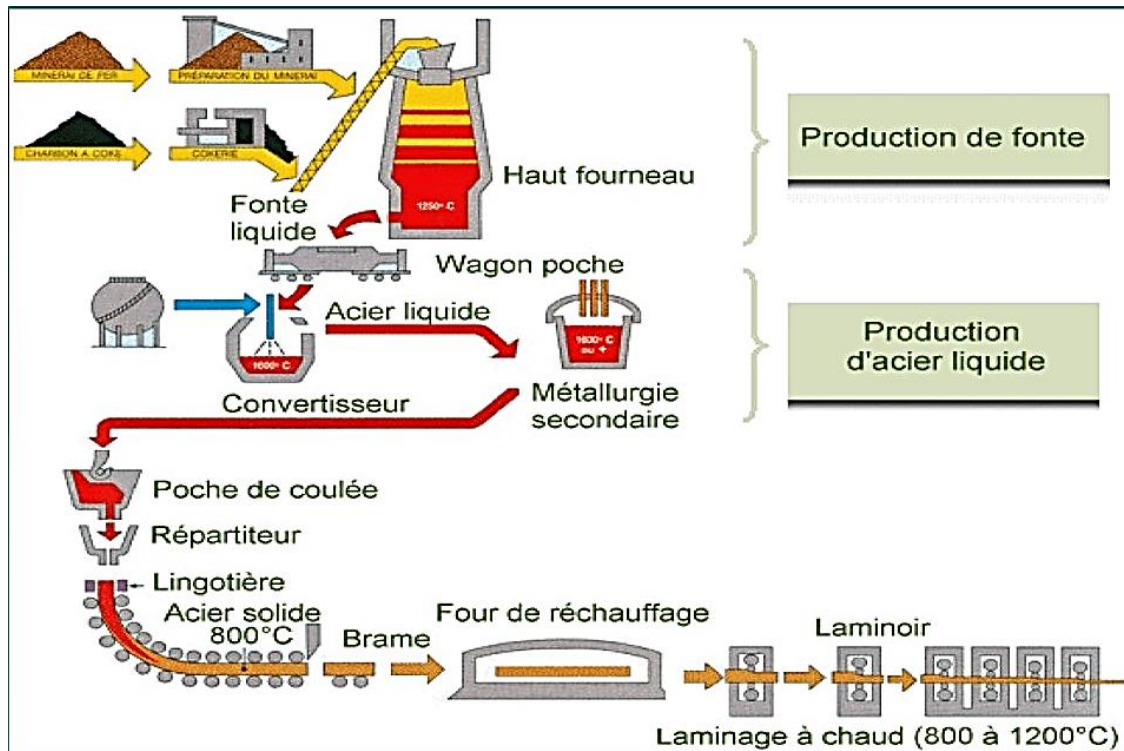


Fig.(I.4) : Schéma de processus de fabrication d'acier [5]

On peut considérer quelque types principales d'aciers :

- **Aciers d'usage général** : faible teneur en carbone (<0,2%)
 - Utilisation : constructions mécaniques, emboutissage, constructions soudées et chaudronnerie, aciers à béton...
 - Désignation : lettre S (aciers de construction) ou E (aciers de construction mécanique) suivie de la limite élastique Re en MPa. On peut faire précéder ce nom de la lettre G s'il s'agit d'un acier moulé [6]
 - Exemples : S235, E360, GS355

GS 355 NL

G : Acier moulé (si nécessaire)
NL : Indication complémentaire
F : for geage
N : normalisé
M : laminage Q : trempé et revenu
L : basse température
S : S : aciers de construction
E : aciers de mécanique
P : aciers pour appareil de pression (*)
B : aciers à béton (*)
H produits plats pour formage (*)
355 : Limite élastique R_e en $N.mm^{-2}$
 (*) Peu courant

Fig. (I.5) : Désignation normalisée des aciers non alliés [7]

- **Aciers non alliés**

Plus grande teneur carbone, composition chimique plus fine, très faible quantité d'éléments d'addition ($Mn < 1\%$, $Cr+Mo+Ni < 0,63\%$) [8].

- Utilisation : aciers pour traitements thermiques, pièces petites ou moyennes.
- Désignation : lettre C suivie de la teneur en carbone en pourcentage multipliée par 100 (et précédé de G si moulé)[9].
- Exemple : C40 (contient 0,4% de carbone), GC70

GC 35 E

G : Acier moulé (si nécessaire)
C : Lettre symbolisant la catégorie
35 : % de carbone x 100
E : Indication complémentaire :
E : teneur en soufre
C : formage à froid
S : ressort **D** : tréfilage

E : teneur en soufre spécifiée
C : pour formage à froid
S : pour ressorts
U : pour outillage
D : pour tréfilage

Fig.(I.6) :Désignation normalisée des aciers spéciaux, non alliés [7]

* **Les fontes :** La fonte est un alliage de fer et plus de 2% de carbone. Elle est relativement peu coûteuse et dense. La fonte est utilisée essentiellement pour la réalisation de pièces moulées. Lorsqu'elle est chauffée et coulée, elle a une fluidité beaucoup plus élevée à des températures plus basses que l'acier, ce qui signifie qu'elle peut couler et remplir des parties d'un moule complexe avec une plus grande efficacité. [10]

B. Les métaux non ferreux : La famille des métaux non ferreux est plus diversifiée que la famille des métaux ferreux. Cela comprend tous les métaux et alliages qui contiennent peu ou pas de fer. Il contient principalement du plomb, du zinc, de l'étain, du chrome et bien d'autres. La famille comprend également des métaux précieux tels que l'or, l'argent et le platine, ainsi que des métaux semi-précieux tels que le titane, le cuivre, le nickel et l'aluminium. Les métaux non ferreux coûtent souvent plus cher, ils sont généralement choisis en raison de leurs propriétés uniques plutôt que de la façon dont ils peuvent se comporter comme l'acier. Les raisons de choisir des métaux non ferreux incluent la légèreté, la conductivité, la résistance à la corrosion, le non-magnétisme, la tradition et la valeur décorative.[3]

conductivité électrique, conductivité thermique, légèreté, couleur...

- Inconvénients : résistance mécanique plus faible, soudabilité inférieure
- Principales familles : aluminium, cuivre, magnésium, zinc, titane... On peut aborder rapidement quelques-unes de ces différentes familles :

* **Aluminium**



Fig. (I.7): Aluminium

- Aluminium et alliages corroyés: ce sont les métaux les plus utilisés après les aciers (alliages légers).[9]
- Utilisation : produits à base de profilés, tôles, plaques, etc.
- Désignation : préfixe EN AW suivi d'un nombre à 4 chiffres pour identifier l'alliage. Au besoin, on rajoute entre crochets le symbole chimique de l'alliage.
- Exemple : EN AW-2017 [AlCu4MgSi] (alliage avec 4% de cuivre, 0,5% de magnésium et 0,5% de silicium)[9].

EN AW - 2017 [AlCu4MgSi]

EN AW : Préfixe

2 : Famille de l'alliage :

1 : aluminium pur ($\geq 99\%$)

2 : Al + Cu 3 : Al + Mn

4 : Al + Si 5 : Al + Mg

6 Al + Mg + Si 7 : Al + Zn

8 : Al autres éléments

0 : - aluminium pur : indice de pureté (0 à 9)

-Alliages : nombre de modifications apportées à l'alliage d'origine (0 à 9)

Fig. (I.8) : Désignation normalisée des produits laminés [7]

- Aluminium et alliages pour la fonderie
faciles à mouler, en moule métallique ou moulage sable.
- Utilisation : pièces de fonderie en petite, moyenne et grande série.
- Désignation : préfixe EN AC suivi du symbole chimique de l'alliage.
- Exemple : EN AC Si12CuMgNi (alliage pour pièce moulée avec 12% de silicium, et moins de 1% de cuivre, de magnésium et de silicium.) [8].

EN AC - 45400 [AlSi5Cu3]

EN : Préfixe

[AlSi5Cu3] Symbole chimique

A : Aluminium

C : B : lingot C : pièce moulée M : alliage mère

45400: 21xxx: AlCu

41xxx AlSiMgTi

42xxx: AlSi7Mg

Fig. (I.9) : Désignation normalisée des produits de fonderie[7]

***Le cuivre et ses alliages**

La famille de métaux la plus importante après l'aluminium. Les alliages de cuivre ne sont pas utilisés dans la fabrication de cadres ou de pièces de structure. Ils sont dans général Bel aspect décoratif [11].

- Certains alliages : cuivre : cuivre + zinc (cuivre + zinc), bronze : cuivre + étain (cuivre + étain), maillechort : cuivre + nickel + zinc (cuivre + nickel + zinc).
- Désignation : le préfixe Cu suivi des symboles chimiques des composants des principaux additifs avec leur pourcentage.
- Exemple : CuZn19Al6 (cuivre haute résistance)[9].

CuZn27Ni18

Cu : symbole chimique du métal de base

Zn Ni : principaux éléments d'addition dans l'ordre

27 18 :teneur en % des éléments d'addition (même ordre)

Fig. (I.10) : Désignation normalisée des alliages de cuivre [12]

I.2.2.les céramiques

La céramique (du grec keramikos, « argile cuite ») est le premier matériau que l'homme ait fabriqué par transformation de matières premières. C'est l'art dont les procédés ont le moins changé : on façonne une pâte que l'on cuit dans un four pour effectuer la transmutation de matière qui aboutira à un objet de céramique. Les céramiques doivent leurs qualités

distinctives tant à la composition de la pâte qu'aux modalités de cuisson. Les premières céramiques employées étaient les silicates. Elles étaient utilisées pour les poteries émaillées. Elles ont connu ensuite une utilisation plus étendue allant de la porcelaine aux appareils sanitaires. Les oxydes purs, les carbures, les borures, les nitrures, les siliciures, les sulfures ont été successivement inclus dans la catégorie des céramiques. [13]



Fig.(I.11) :Anciennes céramiques

I.2.2.1.Les types de céramiques

A. Céramiques traditionnelles : Céramique traditionnelle (poterie ou terre cuite, faïence, grès et la porcelaine), elle est issue de matières premières naturelles (argile, kaolin, quartz, feldspath), composée essentiellement de silicates hydratés d'aluminium.



Fig. (I.12) :Céramiques traditionnelles

B. Céramiques techniques : un matériau non métallique et non organique obtenu par l'action de fortes températures et destiné à des applications industrielles. [14]



Fig.(I.13) :Céramiques techniques

I.2.3. les polymères

Un polymère est une macromolécule organique ou inorganique, composée de longues séquences de molécules appelées monomères composées principalement de carbone et d'hydrogène (Figure I.3) liées chacune aux autres par des liaisons primaires, le plus souvent covalentes. [15]

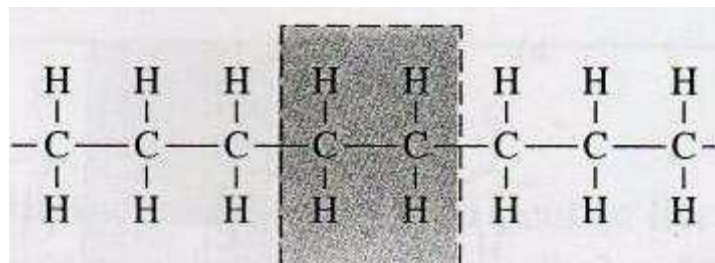


Fig. (I. 14) : Monomère.

I.2.3.1 Les types des polymères naturels

A. Le bois

Le bois est un matériau naturel dont les caractéristiques varient en fonction de l'espèce d'arbre. Il peut être très tendre (peuplier, bouleau ...) ou très dur (chêne, acacia,...). De plus, il est facile à usiner mais difficile à déformer. On l'utilise surtout dans le bâtiment ou la fabrication de mobilier.[16]

B. Coton

Le coton est une fibre végétale qui provient d'un arbuste appelé cotonnier. Ses fruits sont des capsules contenant des graines et des fibres blanches. Ensuite, les fibres sont transformées en fils de coton dans une filature et sont exploitées comme textile. On utilise surtout le coton pour les vêtements, les draps et le linge de toilette.[16]

C. Laine

La laine est un matériau d'origine animale constituée de fibres de kératine. On appelle "laine" les poils du mouton, "cachemire" ou "mohair" les poils de chèvre et angora les poils de lapin. La laine est surtout utilisée dans la production textile, ou dans le bâtiment pour ses capacités d'isolation thermique.

I.2.3.2. Les polymères synthétiques

Les matériaux synthétiques sont des matériaux créés à partir de procédés chimiques. Ils ont été élaborés pour remplacer certains matériaux organiques naturels en pénurie. La galalithe a ainsi remplacé l'ivoire au début du 20ème siècle pour fabriquer des boutons ou des touches de piano. La majorité de ces matériaux sont obtenus à partir de pétrole et leur production a connu un développement très important lors du 20ème siècle avec la pétrochimie.[16]

I.2.3.3.1. Les types des polymères synthétiques

A. Thermoplastiques : qui deviennent malléables quand ils sont chauffés, ce qui permet leur mise en forme ; polymères linéaires ou ramifiés ; fusibles, déformables et solubles (recyclables). Thermodurcissables, qui durcissent de façon irréversible, le plus souvent sous l'action de la chaleur en présence de réactifs ; réseaux 3D fortement réticulés ; cuisson ; infusibles et insolubles (non recyclable) ; propriétés mécaniques généralement supérieures.



Fig. (I.15): Poly Vinyl Chloride (p.v.c)

B. Thermodurcissables : qui durcissent de façon irréversible, le plus souvent sous l'action de la chaleur en présence de réactifs ; réseaux 3D fortement réticulés ; cuisson ; infusibles et insolubles (non recyclable) ; propriétés mécaniques généralement supérieures.



Fig. (I.16) : Résine Epoxy



Fig. (I.17) : Polyester

C. Élastomères : polymères linéaires faiblement réticulés (3D), ayant des interactions intermoléculaires extrêmement faibles ; très grande déformabilité (réversible).



Fig. (I.18) : Caoutchouc

I.2.4. les composites

Un matériau composite est un matériau composé d'au moins deux matériaux aux propriétés différentes. La combinaison de deux ou plusieurs matériaux donne un matériau plus efficace car il possède les propriétés de tous les matériaux utilisés.

Aujourd'hui, les principaux matériaux plastiques composites sont les plastiques thermodurcissables (TD) et les thermoplastiques (TP). Le choix du matériau est basé sur les propriétés souhaitées, selon que des matériaux résistants aux chocs ou résistants à la chaleur, imperméables et même durables sont nécessaires.

Par exemple, lors de la fabrication d'une veste d'hiver, vous pouvez combiner des matériaux imperméables et isolants thermiques pour créer des vêtements qui résistent à la pluie et à la neige tout en maintenant le froid [17].

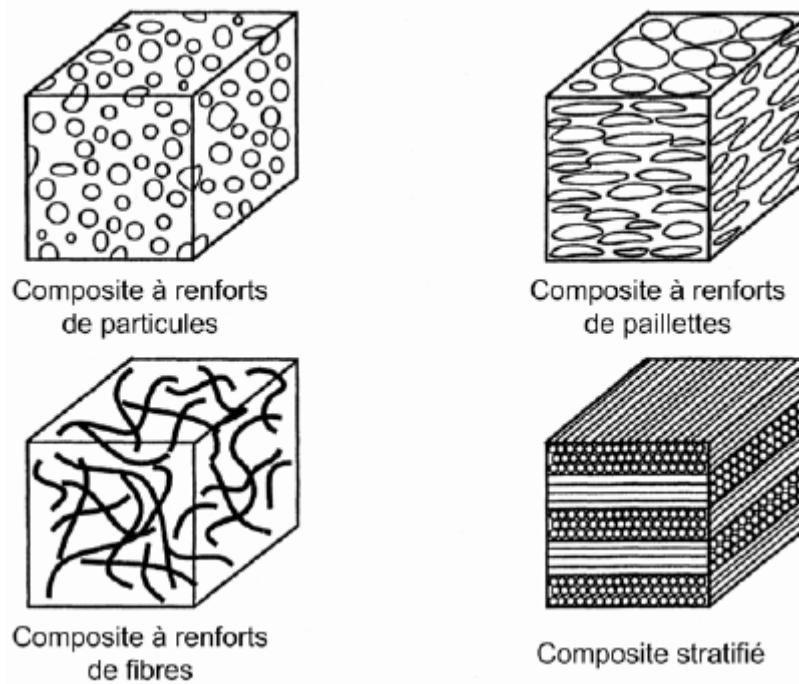


Fig. (I.19) : Matériau composite. [18]

I.3. GENERALITES SUR LES BIOMATERIAUX

À travers les âges, les humains ont utilisé une variété de matériaux pour réparer les parties du corps (dents en or, jambes en bois, (verre, etc.). Il existe certains problèmes liés aux différences entre les propriétés physico-mécaniques des biomatériaux et des tissus humains, tels que biocompatibilité, rigidité, résistance à l'usure, etc.[19]

I.3.1.Les biomatériaux

Les biomatériaux visent à améliorer les propriétés ou le remplacement des organes Organes et même remplacer/créer des fonctions défectueuses dans les organismes. Les exemples de tels matériaux sont nombreux : valves cardiaques (carbone pyrolytique, titane, etc.), stimulateurs cardiaques (acier inoxydable), prothèses dentaires (alliages d'or, biocéramique, alliages de titane divers, etc.), prothèses orthopédiques (alliages titane aluminium vanadium...) , lentilles de contact (en hydrogel), systèmes de dialyse rénale, etc. De nouveaux produits sont optimisés : peau artificielle, Pancréas biologique artificiel, etc [20,21]

Les biomatériaux sont définis comme : les matériaux inactifs utilisés dans les dispositifs médicaux conçus pour inter agir avec les systèmes biologiques [22].

I.3.2.Applications des biomatériaux

Le tableau de la Figure I.1 présente la classification des biomatériaux Selon le type et donner quelque exemples sur applications [23].

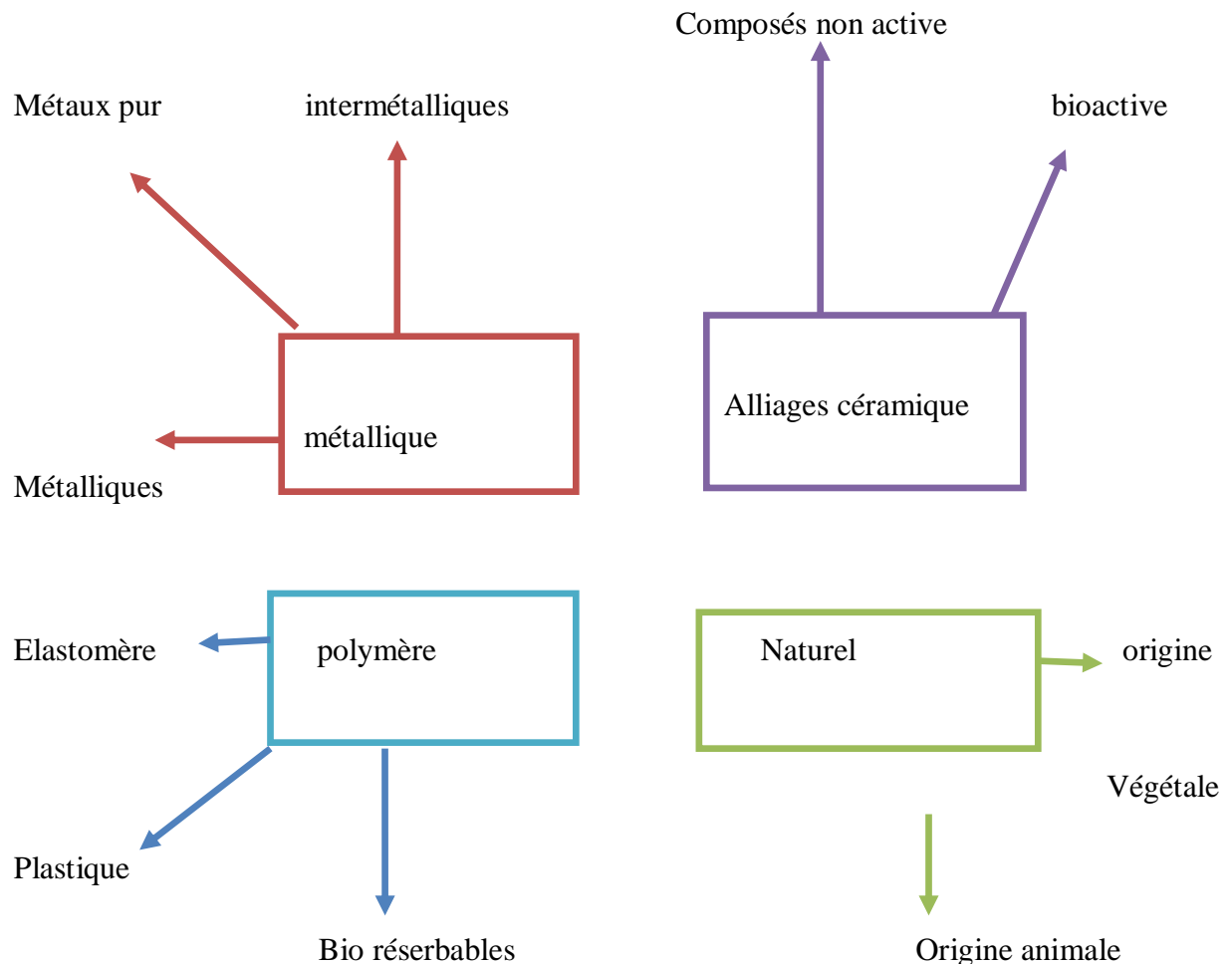


Fig. (I.20) : Les applications des biomatériaux

Les applications des biomatériaux est plusieurs surtout médicale ou paramédicale, dont:

A-Ophtalmologie [22] :

- Produits visqueux de chambre postérieure
- Implants
- leur faible temps de contact avec les tissus organiques du corps)
- Coussinets de récupération
- Lentilles de contact (elles sont souvent exclues du domaine en raison de

Jusqu'à présent, des études sont toujours en cours, comme l'étude du silicium, Ce sont des polymères destinés à une large utilisation en tant que biomatériaux. Il est utilisé pour des applications spécifiques telles que les lentilles de contact et les implants intraoculaires(Il est également nécessaire à la modification de la surface en silicone, et son objectif principal est de traiter la surface soit en la faisant frire pour éviter qu'elle ne colle, soit en l'agrandissant pour permettre un greffage ultérieur.

Le silicone présente de nombreux avantages, mais il présente également des inconvénients, notamment les applications ophtalmiques, qui sont : [23]

-Il est considéré comme un élément hydrophobe et donc son inconvénient est la difficulté de vaccination de molécules tel que l'héparine.

- Il se caractérise par une force d'adhérence très élevée, ce qui l'empêche de fixer des particules indésirables lorsqu'il est implanté dans le corps humain, et sa seule solution à tous ces problèmes est les traitements au plasma froid. [24]



Fig.(I.21) : Lentilles optiques

B-Chirurgie orthopédique [22] Orthèses

- Matériaux de comblement osseux injectables
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches)
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
- Cartilage
- Ligaments et tendons artificiels
- Chirurgie du rachis
- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet...)

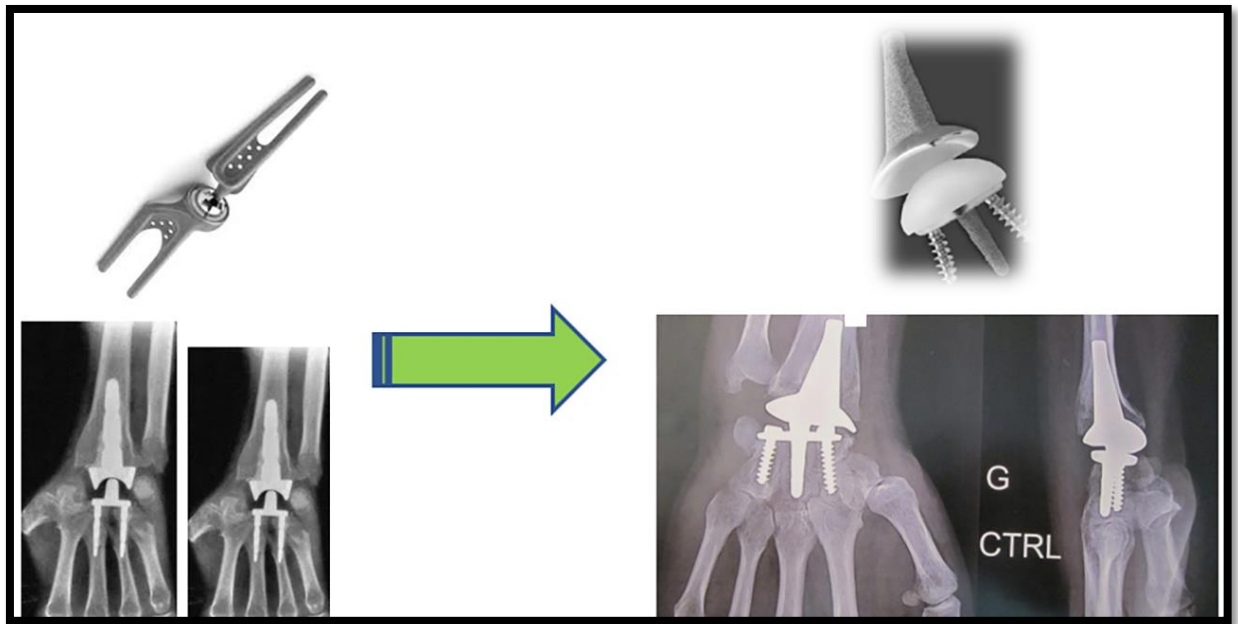


Fig. (I.22) :L'évolution du design des prothèses vers une forme plus compacte

C-Cardiovasculaire [22,24]

- Valves cardiaques ;
- Matériel pour circulation extra-corporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes...) ;
- Cœur artificiel ;
- Assistance ventriculaire ;
- Stimulateur cardiaque ;
- Prothèses vasculaires Matériel ;
- Cathéters end veineux ;

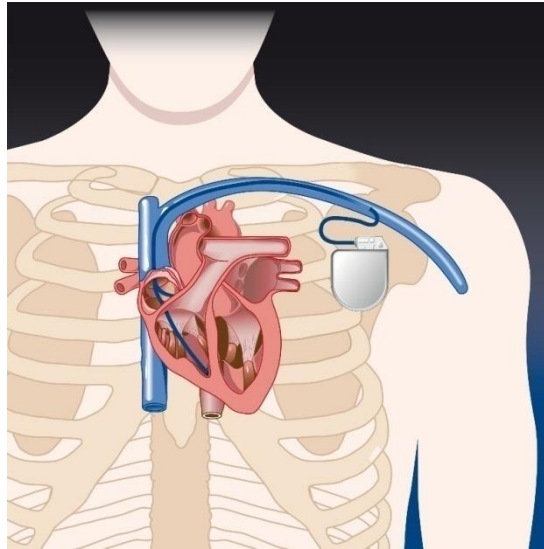


Fig. (I.23) : Stimulateur cardiaque

I.3.3. Grandes classes des biomatériaux [25]

Les tableaux vitaux et les ajournés ont été divisés en quatre groupes, représentés en:

- Biomatériaux d'origine naturels
- Biomatériaux d'origine composite
- Biomatériaux céramiques
- Biomatériaux composites
- Biomatériaux métalliques
- Biomatériaux polymériques

I.3.3.1. Biomatériaux d'origine naturelle

I.3.3.1.1. Bio polymère

Les principales installations polymériques, notamment orthopédiques, visent le polyéthylène haute densité, qui est utilisé aujourd'hui comme matériau pour les bonnets, qui est appelé LUHWPE, ce qui signifie (Extremely High Molecular Weight Polyethylene), qui est un matériau viscoélastique, ses propriétés sont représenté par le module d'élasticité inertiel, qui est estimé à 0,7 GPa, Il est grossièrement classé avec l'or en tant qu'alliage métallique, ciment ou céramique, qui se caractérise par le maintien des propriétés d'amortissement pour l'ancrage du ciment osseux. [26].

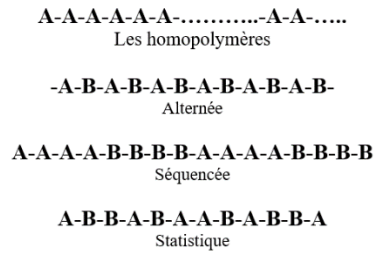


Fig. (I.24) : Arrangements possibles dans un polymère.

A. Les classes des polymères utilisés dans la médecine

* Les homopolymères

Les homopolymères sont des polymères qui sont faits avec un même motif monomère, comme le poly (méthyle méthacrylate) (PMMA) qui présente l'avantage d'une très bonne transmission de la lumière.

Le polyéthylène (PE) est utilisé, à sa forme de densité élevée, dans les applications biomédicales parce que les matériaux à basse densité ne peuvent pas résister la température de stérilisation, (figure I.25).



Fig. (I.25) : Cupule en polyéthylène

* Les polymère bio résorbables

L'ablation du matériel implanté nécessite une deuxième opération avec tous ces inconvénients. Laisser en place le matériel métallique ne constitue pas une solution acceptable, sauf chez le vieillard, en raison de fracture en bout d'implant, de corrosion et de cancérisation tardive. L'idée d'un matériau qui se dégraderait avec le temps et finirait par disparaître est séduisante et ancienne.

Durant ces deux dernières décennies, divers polymères bio résorbables synthétiques ont été étudiés comme matériaux de fixation interne pour les fractures et ostéotomies

Notons qu'un polymère est biodégradable quand, dans le milieu biologique, il y a destruction partielle des macromolécules, il est bio résorbables quand la destruction est totale et que les petites molécules sont reprises dans le métabolisme général, ou éliminées.

Le matériau résorbable doit avoir une durée de vie suffisante pour permettre une stabilité efficace pendant le temps de consolidation

***Les copolymères**

Un copolymère est un polymère issu de la copolymérisation d'au moins deux types de monomère, chimiquement différents, nommés comonomères. Il est par conséquent constitué d'au moins deux motifs de répétition. Le terme copolymère s'oppose à homopolymère.

L'intérêt des copolymères se trouve dans leurs propriétés physico-chimiques et mécaniques qui sont intermédiaires avec celles obtenues sur les homopolymères correspondants.

Les copolymères à enchaînement aléatoire, alterné et statistique sont des matériaux homogènes. Il en est différemment avec les copolymères séquencés (nommés aussi copolymères blocs) : du fait de leur structure hétérogène, il est envisageable d'observer au moins deux Tg.



Fig. (I.26) : Les copolymères de pp

1.3.3.2. Bio Céramique

L'une des propriétés les plus importantes de la céramique est qu'elle se caractérise par un point de fusion élevé et un comportement fragile, et cette caractéristique détermine ses domaines d'application, car cette propriété est représentée par les oxydes, les borures, les nitrures d'acier, les composés métalliques et les sulfures. Dents pour implants dentaires Parmi les différences entre le métal et la télécéramique se trouve le <caractère> fragile de la céramique

Parmi les caractéristiques de la céramique figure également le rendement purement résonant avec un module d'Young élevé, par lequel la contrainte de rupture est atteinte, d'autant plus que la céramique est considérée comme fragile de la casse au fait que certaines dents ont une capacité portante très importante et qu'on ne peut pas considérer comme des matériaux fragiles [27].

B- Propriétés et applications

Biomatériaux« Céramiques »	Utilisations
Oxydes d'aluminium	Implants de la hanche, les implants dentaires, remplacement cochléaire
Zircone	Implants de la hanche
Le phosphate de calcium	Substituts osseux, des revêtements de surface sur remplacement total de l'articulation, échafaudages cellulaires
Le sulfate de calcium	Des substituts de greffe osseuse
Carbone	Revêtements de valve cardiaque, des implants Orthopédiques
Verre	Des substituts de greffe osseuse, des charges pour matériaux dentaires

Tableau I.1 : Quelques biomatériaux céramiques et leur usage.[22]

Ici, le métal a été remplacé par de la céramique pour augmenter l'adhérence, l'augmentation et la durabilité, et il y a aussi un polymère dans cette articulation pour la hanche artificielle.[28]



Fig.(I.27) :Biomatériaux en céramique (articulation artificielle de la hanche)

I.3.3.3. Matériaux d'origine naturelle

Les chercheurs se sont orientés vers des matériaux biocompatibles en toute logique car ils sont considérés comme d'origine naturelle du fait de l'intérêt de la biocompatibilité. Il est riche en matières céréaliers d'origine végétale et animale également. Ces tableaux nous donnent des exemples de tous ces matériaux vitaux et de leurs utilisations. [29]

Biomatériaux d'origine végétale	Utilisation
Les fucanes : polysaccharides extraits des algues marines.	Anticoagulants, anti complémentaires
La cellulose : dérivée des parois cellulaires.	Utilisée pour les membranes de dialyse ou comme ciment de prothèse de hanche.
Les dextrines : préparés par transformation des saccharose par des bactéries.	Agroalimentaire.
Les alginates de sodium	Ingénierie tissulaire, agroalimentaire.

Tableau I.2 : Exemples des biomatériaux d'origine végétale

Biomatériaux d'origine animale	Utilisation
La chitine : polysaccharide extrait des carapaces de crustacés.	Utilisée pour les fils de suture, la chirurgie reconstructive et la peau artificielle.
Le corail : extrait des madréporaires	Utilisé en chirurgie orthopédie et maxillo-faciale
Le collagène : extrait de la peau ou du	-La cosmétologie et la chirurgie esthétique
placenta humain.	<ul style="list-style-type: none"> -Les pansements et éponges homéostatiques - Les implants oculaires et pansements Opthalmologiques. - La reconstitution de tissus moux et durs à l'aide de mélanges collagène-facteurs de croissance-hydrox apatite

Tableau I.3: Exemples des biomatériaux d'origine animale

I.3.3.4. Les métaux et alliages métalliques

L'acier inoxydable a de nombreuses propriétés, dont la plus importante est la taille, qui est très utilisée en orthopédie, et ils ont été les premiers à être utilisés dans la fabrication d'implants. L'importance de ce dernier réside également dans ses propriétés mécaniques. Comme il faut savoir notamment sur le titane, qui est utilisé principalement en chirurgie orthopédique et les implants dentaires, comme il existe des appareils spécialisés dans la régulation du rythme cardiaque et des pompes implantables. Il est considéré comme l'une des principales propriétés du titane dans sa bonne biocompatibilité car l'os adhère automatiquement au titane. Nous considérons également la cible des alliages à mémoire de

forme comme un type d'intérêt distinct dans cette catégorie, et il a de nombreuses utilisations comme alliages de chrome, de molybdène, de cobalt et d'autres alliages. .[29]

I.3.4. Propriétés des Biomatériaux [30]

A. Propriétés physiques et chimiques

L'une des propriétés physiques les plus importantes qui peuvent être travaillées avec:

- porosité
- la méca
- restructure
- la conduction de l'électricité
- la densité
- les propriétés magnétiques (ferromagnétique ou non)

On peut citer parmi les propriétés chimiques:

- ❖ la résistance à la corrosion dans le milieu vivant

B. Propriétés mécaniques

On peut diviser les propriétés mécaniques en deux parties principales, à savoir :

- ❖ Essais fondamentalement liés au temps :
 - L'essai de fluage
 - L'essai de fatigue..
 - 'essai d'usure
- ❖ Essais relativement peu liés au temps :
 - L'essai de résilience
 - L'essai de traction.
 - L'essai de dureté.

C. Propriétés biologiques

Les propriétés biologiques (réactions allergiques et toxiques, bio-adhésion, décomposition, etc.) et tout cela sont dus à l'interaction des organismes vivants lorsqu'ils entrent en contact avec des substances, et l'une des conditions les plus importantes est que la substance toxique ne cause pas de toxicité par lui-même ou par sa décomposition ou la libération de ses produits.

Les matériaux biologiques doivent contenir les exigences de base, y compris les spécifications exactes, et tout cela afin de permettre une réponse biologique optimale.[31]

I.4. Biocompatibilité [32]

I.4.1. Biocompatibilité (négative)

L'ensemble des phénomènes mis en jeu dans un environnement physiologique tel que

le matériau ne soit pas toxique pour l'organisme et que l'organisme lui-même ne dégrade pas le dispositif implanté

I.4.2. Bio inertie

Absence totale de réaction physico-chimique du matériau au contact de l'hôte

I.4.3. Bio activité (Biocompatibilité élargie ou mesurable)

Capacité de promouvoir des réactions spécifiques favorables, à l'interface implant-tissu

Receveur (intégration du produit, qui est dégradé sous l'effet des milieux bio.)

I.5. Les différents types de biocompatibilité

A. Biocompatibilité structurale

La biocompatibilité structurale résulte d'une "adéquation entre toutes les propriétés de la structure du matériau et les systèmes biologiques". Si la forme de l'implant apparaît comme un critère évident, son obtention peut nécessiter un processus particulier (forge à chaud coulé des métaux, conditions de frittage des céramiques, paramètres d'injection des polymères,...) susceptible d'influencer les caractéristiques mécaniques du matériau (raideur, résistance mécanique et résistance à la fatigue)[33].

En effet, à l'interface biomatériau/os, le transfert des contraintes occasionne localement leurs modifications à la fois quantitativement et qualitativement. Or, il a été montré que les ostéoblastes se trouvant en traction stimulent la production de calcium et favorisent ainsi l'ostéointégration, alors qu'à l'inverse, celles situées en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse. Un tel phénomène, dû à la différence entre les modules d'élasticité E de implants massifs et de l'os, peut avoir comme conséquence le déchaussement de l'implant. C'est pourquoi, afin d'éviter une telle fin, il convient d'abaisser le module E de l'implant à celui de l'os (concept d'iso élasticité), ou au moins de développer une continuité d'élasticité de l'implant vers l'os[34].

B. Biocompatibilité surfacique

La biocompatibilité des surfaces sous-entend la compatibilité, du point de vue topographique biochimique, entre le biomatériau et les cellules environnantes. En d'autres termes, elle définit la capacité de la surface de l'implant favoriser ou empêcher l'adhésion et le développement cellulaire. De manière synthétique, il apparaît qu'une phase rapide de liaisons non spécifique entre les cellules et le matériau (*liaisons ioniques ou de type Vander Waals*) précède une phase d'adhésion plus lente impliquant diverses protéines (protéines de la matrice extracellulaire d'une part, et protéines du cytosquelette d'autre part) qui par leur interaction, induisent l'expression de nouvelles protéines qui favorisent l'ancrage définitif des cellules [35].

C. Bio activité

Selon Hench (1990) la bio activité désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse. La liaison osseuse correspond à l'établissement, par des processus physico-chimiques, d'une continuité entre l'os et l'implant

D. Bio fonctionnalité

On parle de bio fonctionnalité lorsque la fonction d'un système biologique est remplacée par un système technique ; ce qui suppose que les réactions puissent être contrôlées séparément et qu'elles puissent être intégrées dans un système global. Ceci n'est réalisable que de manière incomplète, même pour les cas les plus simples [35]. Quant à la bio fonctionnalité, la conception d'un biomatériau naît généralement d'un besoin médical précis. Des solutions techniques empruntant aux connaissances des matériaux sont développées pour répondre aux cahiers des charges souvent très contraignants. L'énoncé des contraintes auxquelles le nouveau matériau est censé résister doit être pris au sens le plus large, incluant notamment les problèmes de mécanique, de durée fonctionnelle, de tolérance par les tissus dans lesquels le matériau sera placé et de résistance du matériau aux composants du milieu. Dans le cahier de charge de certaines pièces d'implants, comme les prothèses de hanches, les exigences mécaniques souhaitées sur la partie tête par exemple ne sont pas similaires à la partie tige, ce qui engendre une répartition non uniforme de la contrainte à l'interface de ces deux composants.

I.6.BIOMÉCANIQUE [36]

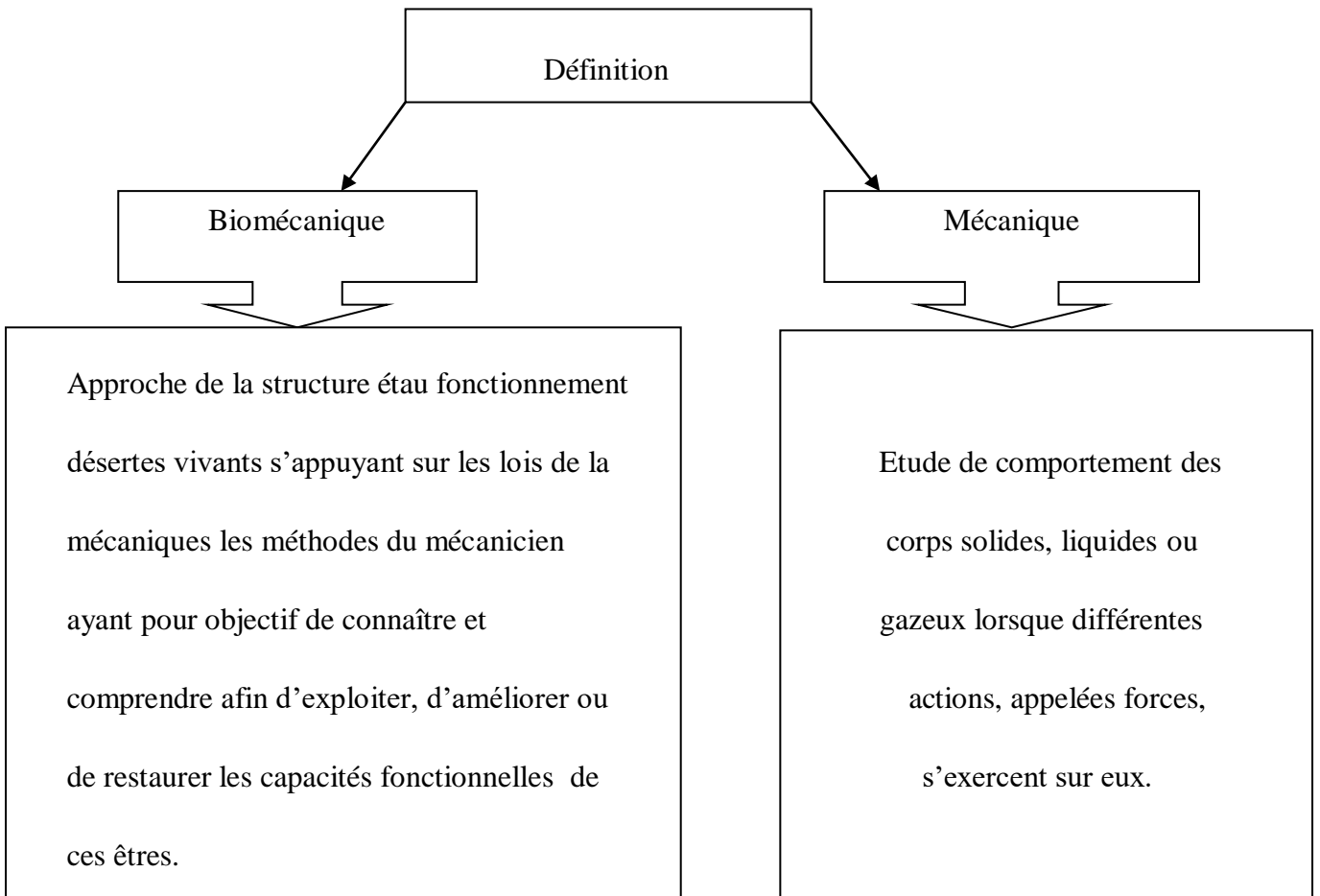
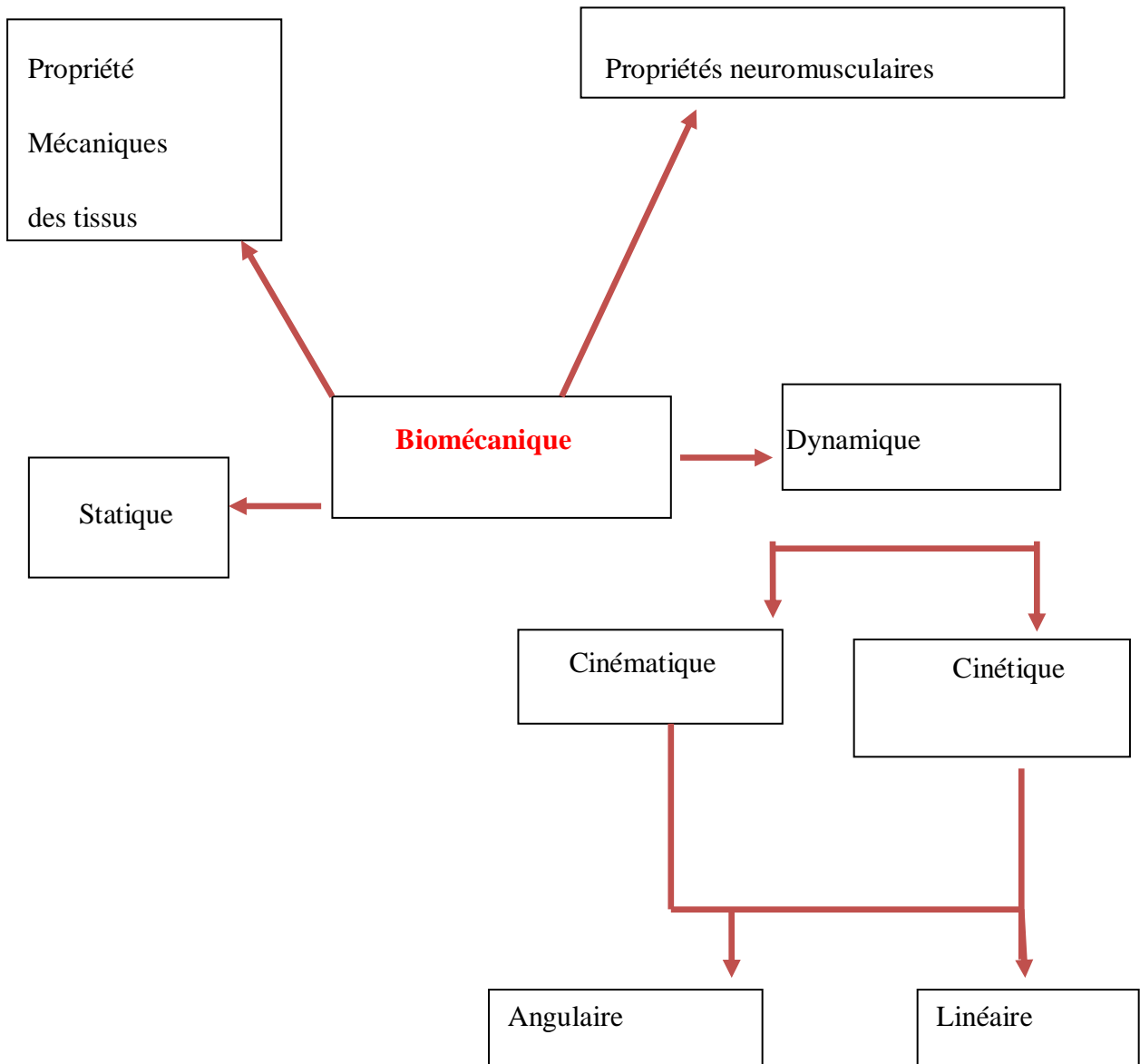


Fig.(I.28) : La biomécanique

I.6.1. subdivision de la biomécanique en fonction des caractéristiques du corps humain



I.6.2. BIOMÉCANIQUE ET TYPES DE MOUVEMENTS

Il existe 5 mouvements principaux :

- La rotation externe
- La rotation interne
- La flexion
- L'extension
- L'abduction



Fig. (I.29): flexion, rotation

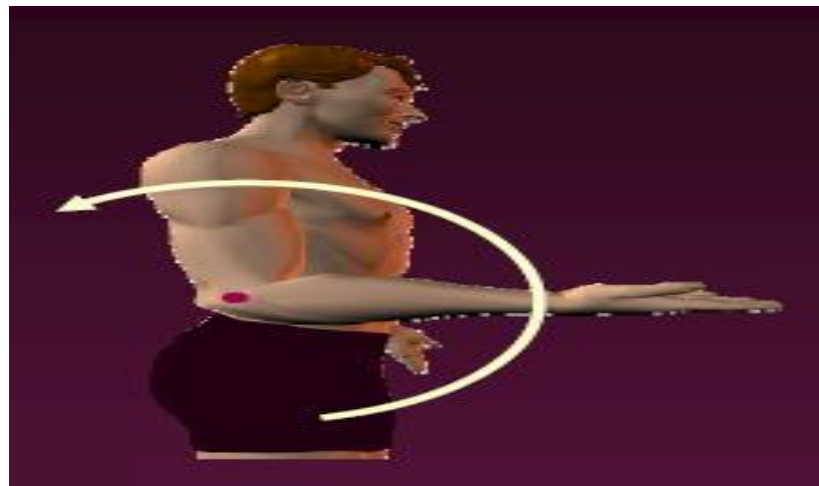
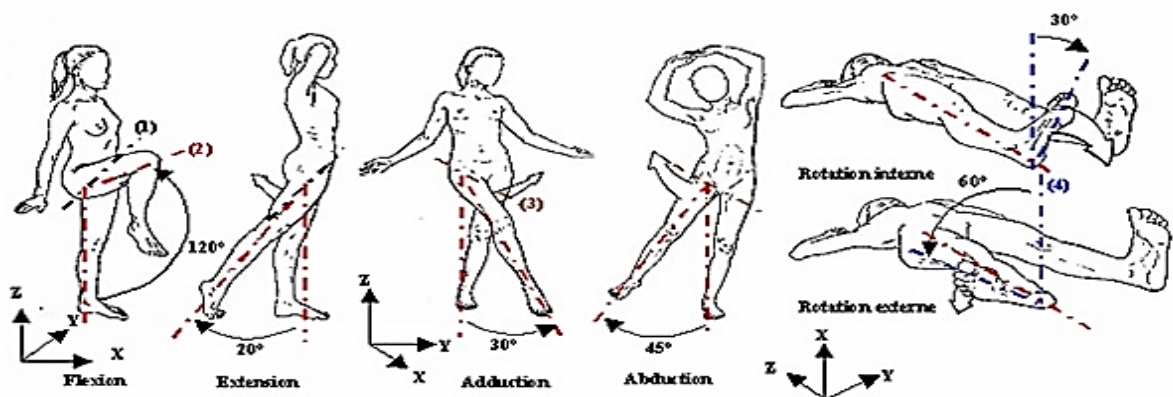


Fig. (I.30): Adductions, abductions



Les mouvements de la hanche (d'après Calais-Germain, 1986) ; (1) : axe médio-latéral, (2) : axe longitudinal du fémur, (3) : axe antéro-postérieur, (4) : axe longitudinal du pied.

Fig (I.34):.Mouvements de la hanche

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé l'histoire des biomatériaux et sa définition, et après ça les Champs multiples d'application de biomatériaux (ophtalmologie, odontologie, chirurgie Orthopédique, cardiovasculaire.....etc.). Puis les différentes classes de biomatériaux qui sont quatre classes (les matériaux d'origine naturelle, les céramiques, les polymères, et les métaux et alliages métalliques). Et les propriétés des biomatériaux.

enfin nous avons parlé sur les biomécanique sa définition et le rôle sur les marche humaine , après parlé sur les mouvement et sa classification.

CHAPITRE II

LES PROTHESES

Introduction

Dans les temps anciens, exactement en 1885, des prothèses ont été utilisées. Un échantillon a été découvert dans un cimetière de Capo, en Italie, ainsi que d'autres restes datant de 300 avant J.-C. En 1509, la célèbre main prothétique du chevalier allemand Getrvon Berlichingen a été découverte et connue. comme GOTZ, ce qui signifie main de fer. Là où il pèse environ 1,4 kg, il utilise des doigts articulés pour tenir une épée ou une lance, et cette main a été retirée jusqu'à présent au musée de Nuremberg et c'est au début du XIXe siècle, et cet allemand Le fabricant a également fabriqué une main prothétique avec des doigts qui s'étendent et se plient d'eux-mêmes et peuvent également porter des objets légers comme un mouchoir, un chapeau ou un crayon, et c'était en 1851.

Le prothésiste français a inventé un bras prothétique avec une main en bois. fixé sur un fourreau de cuir derrière le torse, où les doigts étaient à moitié fermés, où le rôle du pouce sur le tressage est de faire pression sur les autres doigts et cela grâce à une épaisse lanière en caoutchouc invisible, le mécanisme fixé au l'autre épaule permettait d'opérer le pouce. On inventa une jambe de bois qui permettait de reproduire une démarche naturelle et permettait d'allonger la foulée[1].

II.1. définition de hanche

C'est une partie du corps humain, nous permettant de nous déplacer facilement et dans toutes les positions.

II.2. Anatomie de hanche

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est une articulation de type Sphérique (énarthrose) à 3 degrés de liberté. Elle est constituée d'une tête fémorale logée dans une cavité semi-sphérique, l'acétabulum.

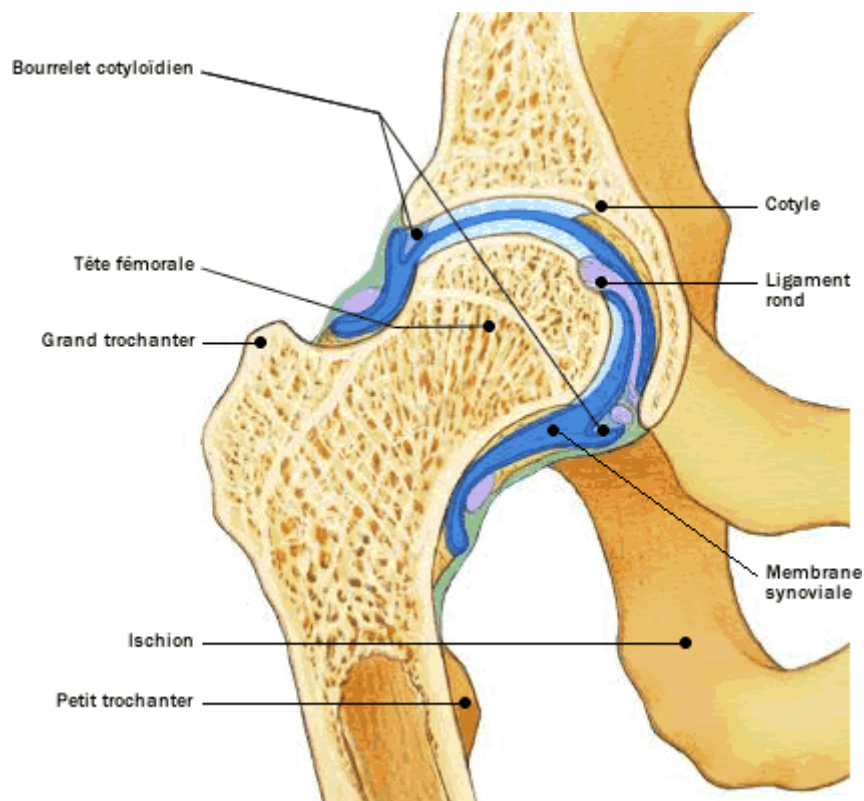


Fig. (II.1) : Anatomie de hanche

On distingue sur la partie proximale du fémur la diaphyse, le col fémoral et la tête (Figure II.1). L'union du col avec le corps du fémur est marquée par la ligne intertrochantérienne sur la face antérieure et par la crête intertrochantérienne sur la face postérieure. L'angle formé par le col fémoral et l'axe de la diaphyse est l'angle cervicaux-diaphysaire. Sa valeur est de l'ordre de 130° [2]. Deux tubérosités, siège des insertions des muscles du bassin sur le fémur, se distinguent ; une en interne, le petit trochanter et la deuxième en externe, le grand

trochanter. Pour le sujet normal, le fémur se positionne dans le cotyle du bassin avec un angle de déclinaison de 10° en avant du plan frontal.

La tête fémorale est une portion de sphère (2/3) de 25 mm de rayon et de 240° d'ouverture angulaire. Le maintien de la tête dans l'acétabulum et sa stabilité sont assurés par la profondeur de l'acétabulum, le centrage de la tête, la pression intraarticulaire négative et les ligaments et les muscles péri-articulaires. Le cartilage amortit les efforts et répartit leur transmission dans l'articulation ; il permet le glissement des os les uns sur les autres. Les muscles apportent la puissance à la hanche et à la jambe pour bouger et les tendons rattachent les muscles aux os. Cette articulation est stabilisée par des ligaments puissants (Figure II.2) :

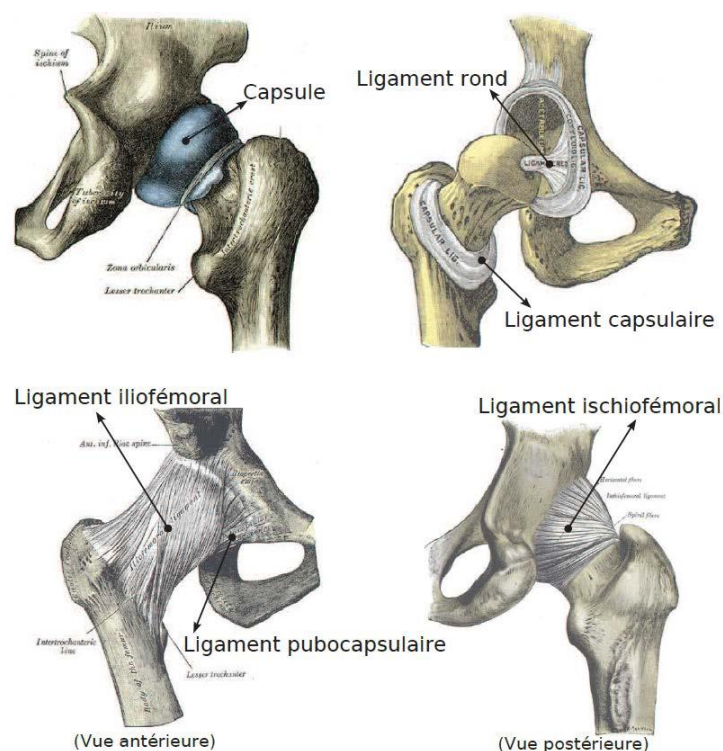


Fig. (II.2):Ligaments de l'articulation de la hanche saine.

– La capsule articulaire ou ligament capsulaire. La capsule articulaire est une enveloppe fibreuse et élastique qui entoure l'articulation. La surface externe est rugueuse à l'échelle microscopique. A l'intérieur elle est tapissée de façon souple mais continue, par une délicate doublure : la synoviale. La capsule articulaire contribue, avec les ligaments, à assurer la stabilité de l'articulation.– Le ligament pub capsulaire.

– Le ligament iliofémoral. C'est le ligament le plus puissant du corps humain. Il est attaché à la capsule articulaire et la renforce.– Le ligament de la tête fémorale ou ligament rond. Il relie

la tête du fémur au fond du cotyle. Il est couvert par la membrane synoviale. Sa résistance varie énormément d'une personne à l'autre. Ce ligament est en tension quand la cuisse est en flexion et adduction. Il contribue à la vascularisation de la tête. – Le ligament ischio capsulaire.

– Le ligament glénoïdien: c'est un anneau fibro-cartilagineux attaché à l'acetabulum qui forme un cercle complet entourant la tête fémorale en la stabilisant.[3]

On raison de la présence de plusieurs problèmes au niveau de la hanche, les médecins ont trouvé une solution idéale, qui est la prothèse de hanche.

II.3. Les prothèses

Termes naguère d'un usage technique, l'anglais « prothèses » et le français « prothèse » sont entrés dans le vocabulaire courant. Une large majorité d'entre nous en portent, qu'il s'agisse de prothèses dentaires, visuelles, auditives ou mammaires . Sous la poussée combinée de l'innovation prothétique et du vieillissement des populations, nous sommes devenus une société prothétique [4].

II.4. types des prothèses

Il existe plusieurs types de prothèses :

- Prothèse de hanche
- Prothèse de genou
- Prothèse de l'épaule
- Prothèse de coude
- Prothèse de cheville

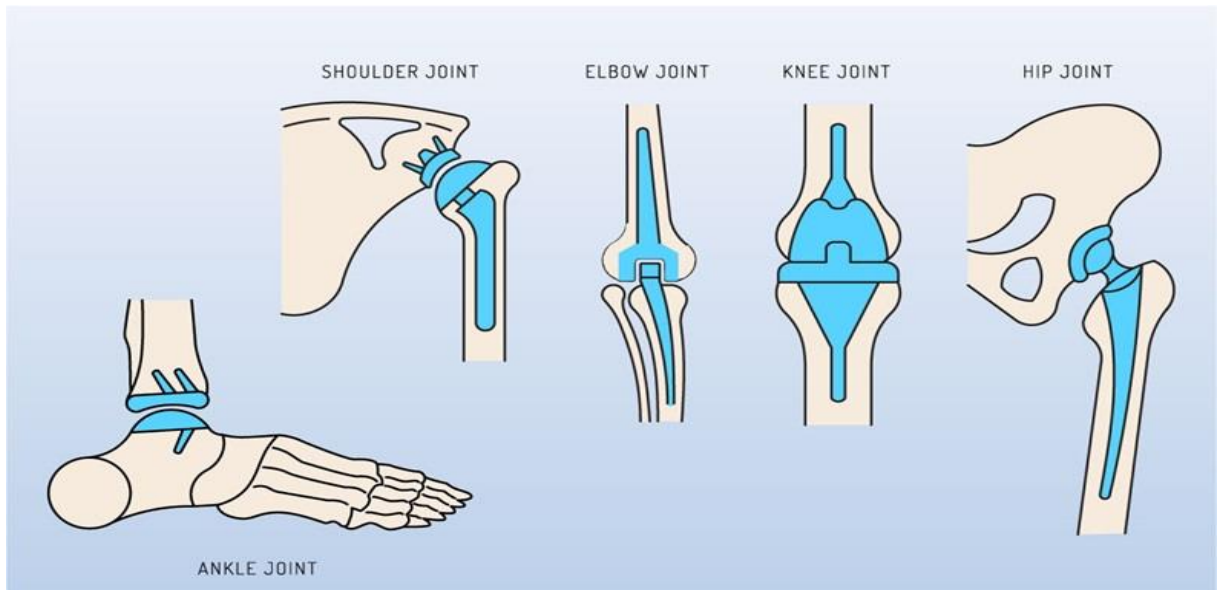


Fig. (II.3): types des prothèses

II.5. prothèse de hanche

Définition

Nous pouvons définir l'articulation de la hanche comme l'articulation du membre inférieur, c'est-à-dire l'articulation entre le fémur et l'ilium. Son rôle est de guider les objets dans toutes les directions de l'espace, et il possède trois degrés de liberté et trois axes. Le mouvement de la hanche est effectué par une articulation, l'articulation de la hanche. L'articulation fémorale est le centre de l'articulation de la hanche et c'est là que se trouvent les trois axes de mouvement (Fig. II.3). [5]

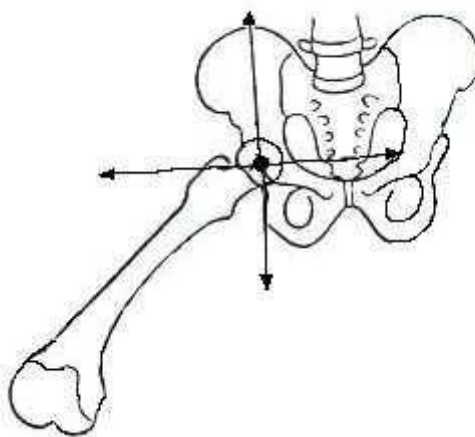


Fig. (II.4) : Le centre de la hanche [5]

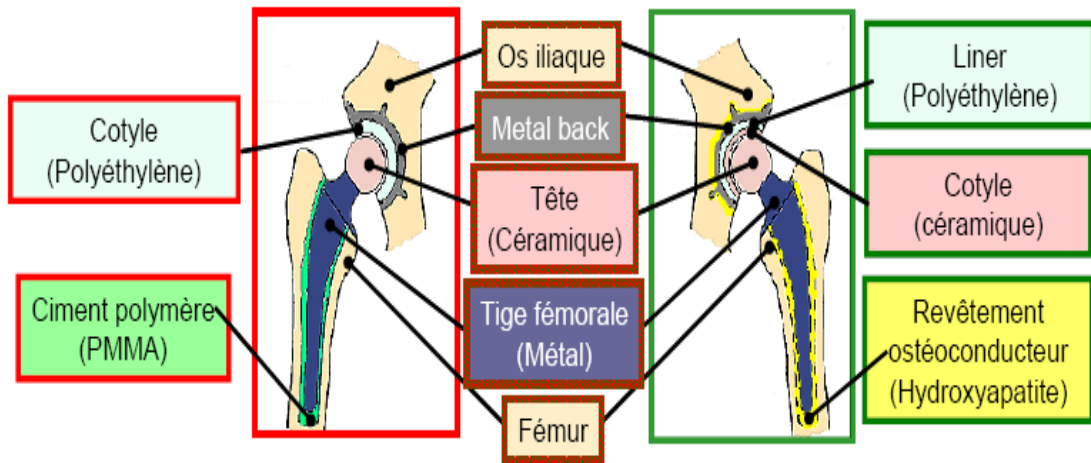


Fig. (II. 5) : prothèse de hanche ancienne génération (à gauche), avec les techniques les plus modernes (à droite). (FTPHZ, www.google.com)

Il existe deux type de prothèse de hanche

II.5.1. prothèse partielle de hanche

Fig. (II.6) : prothèse partielle de hanche

II.5.2. Prothèse totale de la hanche

Il est divisé en 3 ou 4 parties dont certaines sont assemblées entre elles et d'autres sont fixées dans le fémur et le tendon, car les métaux (divers alliages possibles à base de chrome, cobalt, titane et axénium) et la céramique sont les trois matériaux les plus classiques pour la pointe de l'articulation de la hanche et du polyéthylène (une matière plastique industrielle spéciale) et il existe également de nombreux types de membres prothétiques, le chirurgien choisit en fonction de chaque cas.[6]

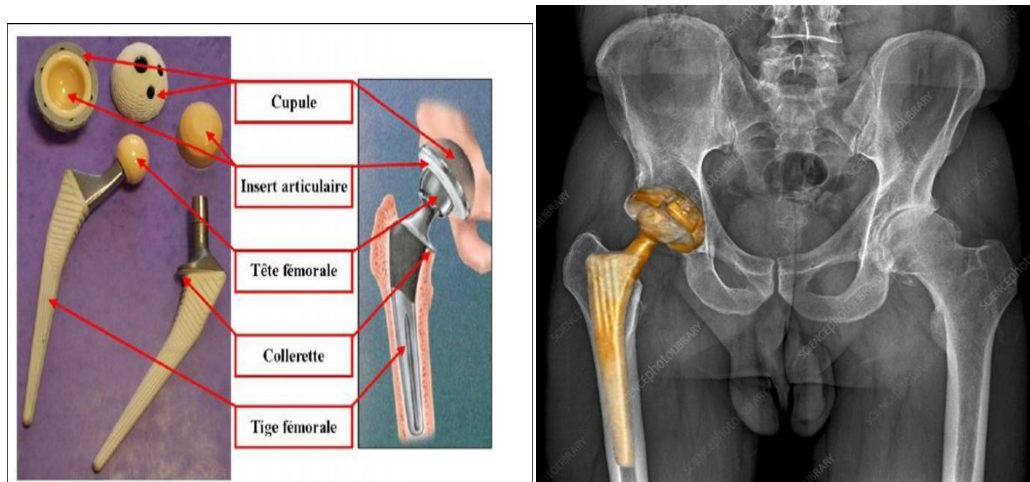


Fig. (II.7) : prothèse totale de hanche [6]

II.5.3. Composants de prothèse totale de hanche

A. Tête fémorale

La tête fémorale est constituée par les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre et d'environ 240° d'ouverture angulaire selon les individus. Par son centre géométrique O, passent les trois axes de l'articulation : l'axe médio-latéral, l'axe vertical et l'axe antéropostérieur (Axe 1, 2 et 3 figure I.7 (A)). Sa surface est entièrement recouverte

de cartilage à l'exception de la zone d'insertion du ligament rond sur la tête fémorale.

La tête fémorale est supportée par le col du fémur qui assure la jonction avec la diaphyse, partie longiligne du fémur. [6]

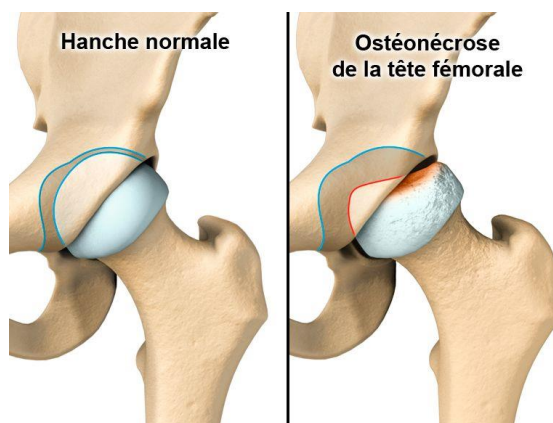


Fig. (II.8) : tête fémorale

B. La cupule

Il s'agit d'une pièce creuse qui est scellée dans le bassin recevant la tête prothétique. Elles peuvent être cimentées ou non cimentées avec différentes techniques des scellements.[7]



Fig. (II.9) : cupule

C. La tige fémorale

partie basse de la P.T.H. c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites « droites », ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges « anatomiques » qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'hydroxyapatite ou cimentée. [7]



Fig. (II.10): la tige fémorale

II.5.4. MOYENS D'UNION

A travers la capsule articulaire, les surfaces articulaires sont préservées, et elle peut être définie comme une enveloppe de naevus très dure tendue entre la base du fémur et l'os iliaque d'une part, et par les ligaments antérieur et postérieur qui renforcent cette capsule d'autre part. d'autre part, et ceci par l'intermédiaire du muscle autour de l'articulation, la figure (II. 8) montre la disposition de la direction des fibres de cette capsule et des ligaments et une bonne raideur tout en permettant le mouvement de cette articulation. [8]



Fig. (II. 11): Capsule et ligaments iléo-fémoral et pub-fémoral [8]

II.5.5. MUSCLES PERMETTANT LA MOBILITE DE LA HANCHE [8]

La hanche est moins mobile que l'épaule. La flexion de la hanche porte la face antérieure de la cuisse vers le tronc et son importance dépend de la position du genou. Quand

la cuisse touche le tronc, une partie de la mobilité provient du rachis lombaire. Les muscles qui permettent la flexion sont les muscles antérieurs de la cuisse et des muscles provenant de

l'intérieur de l'abdomen. L'extension est plus limitée, rendue possible par des muscles

postérieurs de la fesse et de la cuisse. L'abduction, qui porte le membre inférieur en dehors,

est primordiale dans la marche et est assurée principalement par les muscles fessiers qui

assurent ainsi l'équilibre du bassin.

Dans ce paragraphe, nous analysons les différents mouvements de la hanche

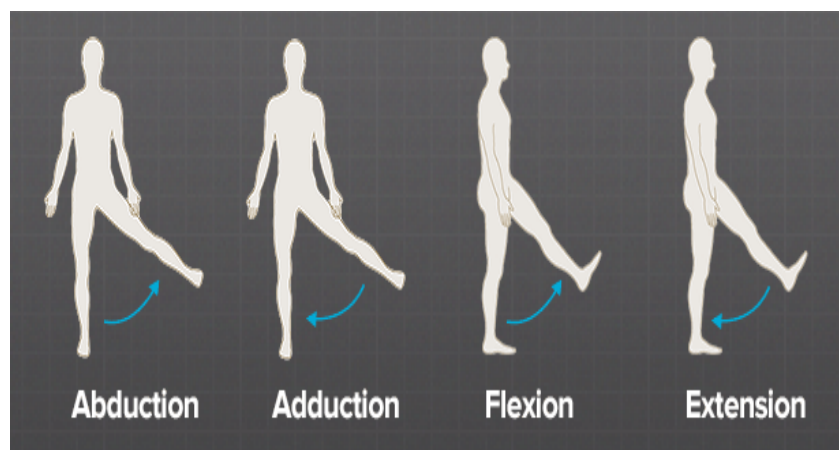


Fig. (II.12) : les différents mouvements de la hanche

A. Mouvement de flexion-extension

Ce mouvement s'effectue dans un plan sagittal (la face intérieure de la cuisse est plus proche de l'abdomen), puisque la position du genou est adoptée pour la flexion du genou. En effet, la flexion du genou détend les muscles ischio-jambiers. Flexion passive 145° (la cuisse touche la poitrine), genou étendu, flexion active uniquement 90°, flexion active de la hanche 120°, flexion passive 120° (Figure .II.12)

L'extension (le mouvement dans lequel le nombre recule depuis le plan de référence antérieur) de la hanche est diminuée, et grâce aux muscles de préhension, le genou est fléchi et la

tension du ligament ilio-fémoral est limitée. Extension passive 30°, genou tendu, genou fléchi, extension globale 20° Extension active 10° (Figure .II.12).

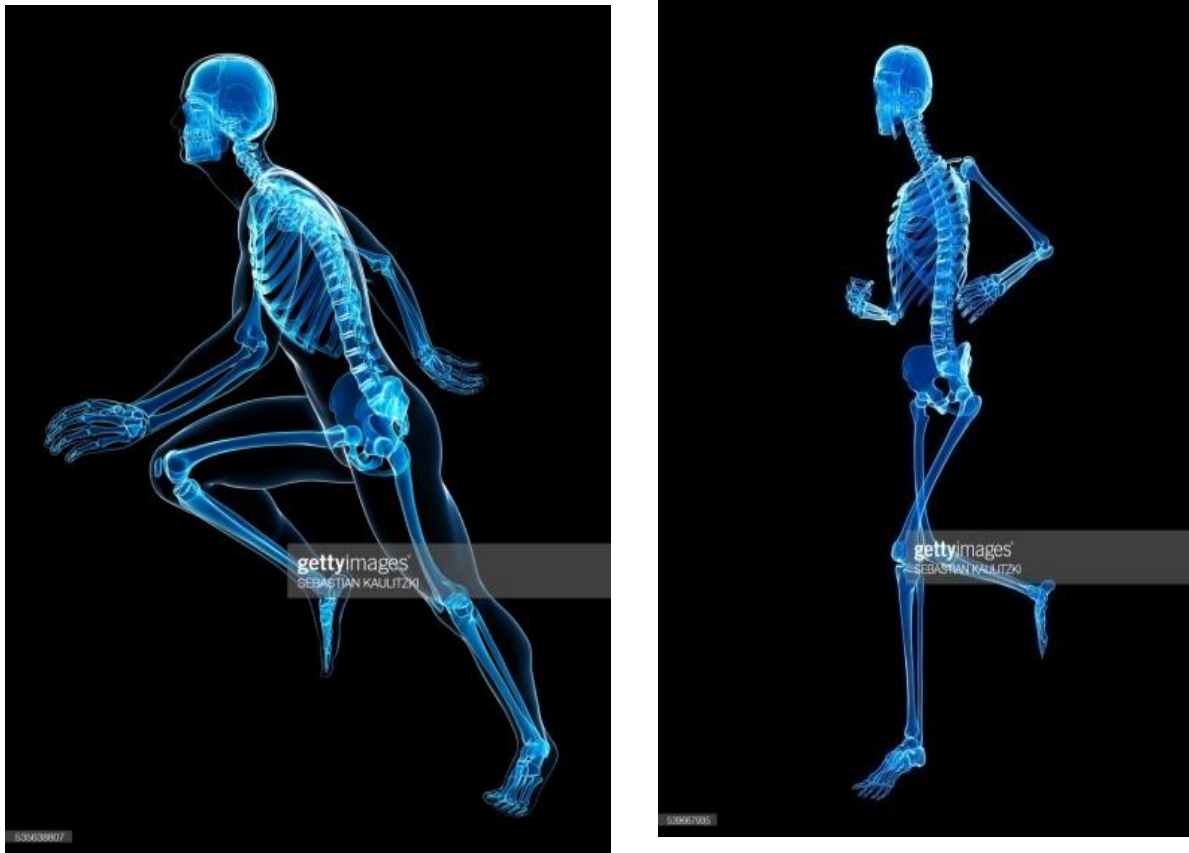


Fig (II .13) : différence entre flexion et extension [9]

B. Mouvement d'abduction-adduction

Ce mouvement s'effectue dans un plan dissipatif antérieur (la cuisse s'écarte de l'axe du corps) jusqu'à 30°, passant par la tête fémorale par rapport à un axe vertical (Fig. II. 13 gauche). L'adduction (la cuisse se rapproche de l'axe du corps) de la hanche doit être associée à une extension ou une flexion afin qu'elle ne soit pas bloquée par le membre opposé. Environ 30 degrés (Figure .II.13 à droite).



Fig (II .14) : Mouvement d'abduction-adduction [9]

C. .Mouvement de rotation médio-latérale

Cette étape est considérée comme la dernière rotation possible, autour d'un axe vertical, qui est la mesure de la flexion du genou à angle droit. La rotation latérale c'est-à-dire (la face avant de la cuisse se déplace vers l'extérieur et le mouvement dans le plan transversal qui passe par le centre de la tête fémorale) peut atteindre 60 degrés, comme représenté par (Fig. II. 124à droite) et (Fig. II. 14 à gauche) flexion du genou due à l'étirement des ligaments L'extrémité avant est beaucoup plus facile. L'angle de rotation médiale (la face antérieure de la cuisse se déplace dans la direction de l'axe du corps) est estimé à 30 degrés. Elle est limitée par la tension des ligaments, notamment du ligament fémoral.



Fig (II .15): différence entre Rotation médio-latérale [9]

II.5.6.Type de prothèse de hanche [10]

Toutes les PTH mise en place avaient un couple de frottement métal /polyéthylène ;

Nous rapportons l'utilisation de :

- PTH cimentés dans 12 cas soit 75%.
- PTH non cimentés dans 4 cas soit 25%.

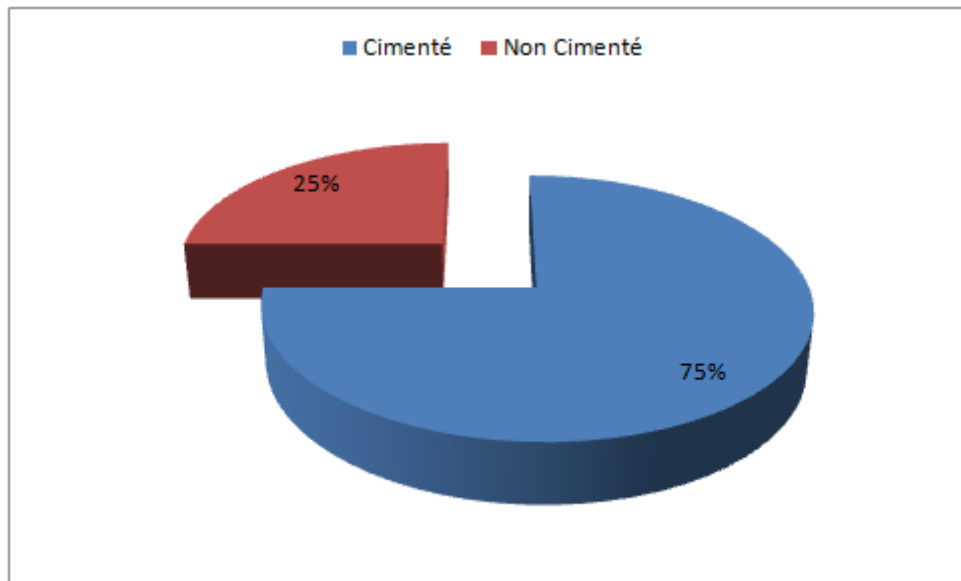


Fig. (II.16) : Répartition des patients en fonction de type de prothèse



Fig. (II.17): Prothèses totales de hanche :a)Queue cimentée b) Queue non cimentée [11].

A. LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE CIMENTÉES

La fixation de la prothèse fémorale et acétabulaire est confirmée par du ciment. Le polymère acrylique et le ciment chirurgical durcissent en une quinzaine de minutes lors de l'intervention, et ici la fixation est immédiatement solide et permet théoriquement un échauffement complet, notamment du pennis. Cette technique a la propriété d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, car la marche et l'appui peuvent être repris immédiatement et sans douleur, et ce à long terme, et des luxations peuvent apparaître nécessitant une reprise chirurgicale. La récupération se fait en enlevant la prothèse et le ciment, et une nouvelle prothèse est créée. Les membres renforcés actuels sont ceux qui ont la plus longue période de suivi et obtiennent les meilleurs résultats, et la technique de fixation est plus déterminante pour le résultat que le choix de l'implant. Le rôle des techniques adhésives modernes est d'améliorer la fixation mécanique entre le ciment et l'os et ceci afin de

créer une interface solide dès le moment de l'intervention. L'augmentation de la profondeur de pénétration du ciment vise à augmenter [12]



Fig. (II.18) : Fixation par ciment : a- Préparation du ciment, b- Exemple de fixation cimentée [13].

- **Le ciment chirurgical**

Le ciment chirurgical est un polymère acrylique. Il est introduit dans les cavités osseuses à l'état pâteux avant l'insertion des prothèses. Il durcira par polymérisation en 10 minutes environ, ancrant ainsi les composants prothétiques au squelette. Ce moyen de fixation immédiatement solide, autorise rapidement la marche sans limitation de charge.

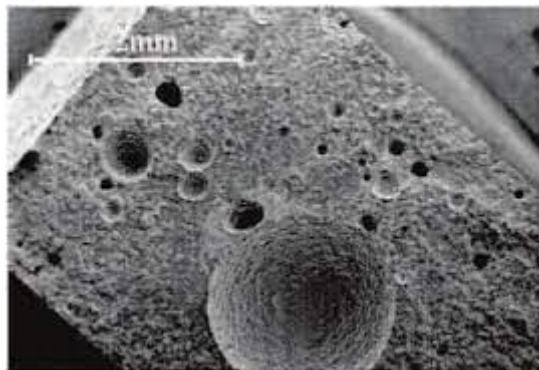


Fig. (II.19):Ciment acrylique

- **Avantages et inconvénients de fixation par ciment**

Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui :

- La marche immédiatement et sans douleur ;
- A long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques ;
- Les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale ;
- La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment ;

- Fortes contraintes mécaniques sur le ciment pendant toute la vie du patient ;
- La mise en place d'une nouvelle prothèse.

Les prothèses cimentées sont actuellement celles qui ont le recul le plus long avec les meilleurs résultats [15].

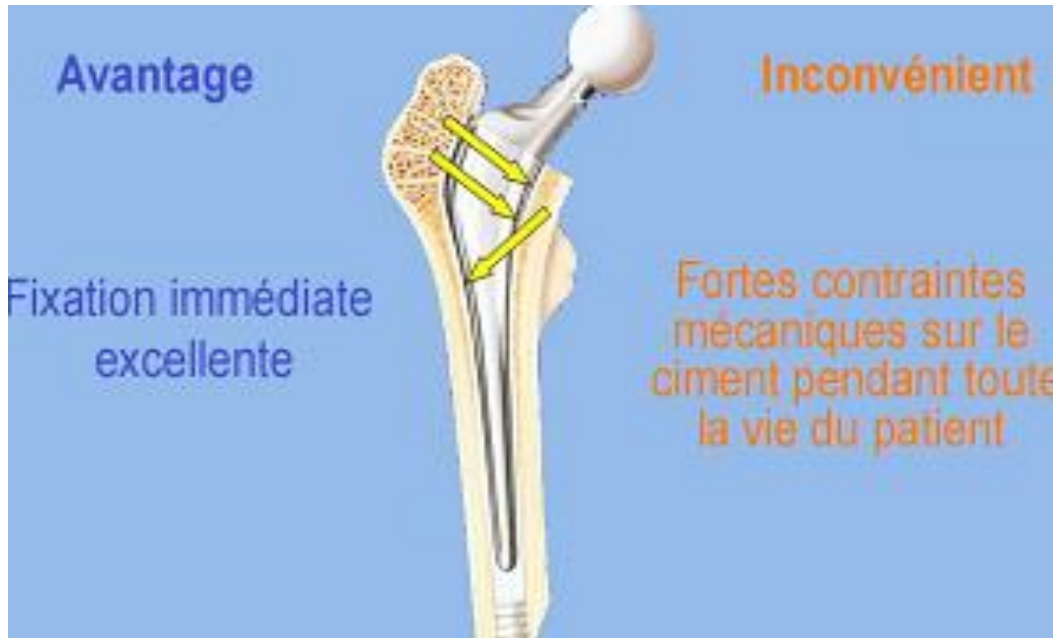


Fig. (II.20): Prothèse totale de hanche cimentée [13].

- **Conditionnement du ciment**

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, stériles et pré mesurés, fournis en emballages unitaires, à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique :

La poudre pré-polymérisée de PMMA, sous la forme de microbilles dont la taille est de l'ordre de quelques dizaines de microns et diffère selon les formulations, conditionnée en sachets ou en flacons de 40 g environ pour une (01) dose.

Le monomère liquide MMA, présenté en ampoules de 20 ml environ pour 1 dose, le ratio poudre / liquide étant approximativement de 2/1 pour tous les ciments.

La présentation sous cette forme, permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation in vivo du ciment acrylique qui sont :

- ✓ Une forte élévation de la température du ciment ;
- ✓ Des variations de volume du ciment ;

✓ La libération du monomère, toxique et volatil, n'ayant pas réagi [16].

- **Stérilisation du ciment**

Le mode de stérilisation des deux constituants du ciment varie suivant les différentes marques commerciales :

✓ La poudre : par l'oxyde d'éthylène ou par irradiation gamma ;

✓ Le liquide : par filtration ou par ultrafiltration [16].

B. LES PROTHÈSES SANS CIMENT

Par le remplissage optimal de la cavité osseuse, la fixation des prothèses est assurée, et ceci au moyen d'un implant au niveau du fémur et de l'acétabulum, les membres prothétiques (la cupule ou le tronc) étant sans ciment, et leur période de stabilité varie de 6 à 12 semaines et ceci grâce au phénomène de repousse osseuse. Ce dernier est soumis à la zone de contact avec les os du traitement de surface afin de favoriser la repousse osseuse (couche de cristaux de calcium, rugosité, etc.), car les os ont plusieurs liaisons assez fortes avec certains minéraux comme le (sulfate de titane). De plus, les implants ont un traitement superficiel visant à favoriser la formation d'os interne. Cela assure une véritable stabilisation biologique de l'implant, et cela assure un contact étroit avec l'os receveur lorsque la formation osseuse n'est pas complète, et cela rend l'implantation faible, car les implants fournissent un mouvement précis qui entraîne des douleurs lors de la mobilisation et de l'endurance. La prothèse est réajustée et finit par être réparée, parfois, et une reprise chirurgicale est parfois nécessaire. A l'inverse, la qualité de la fixation peut rendre le retrait des pièces prothétiques difficile voire dangereux, et c'est alors qu'une reprise est envisagée pour une raison autre que la dilution [12]

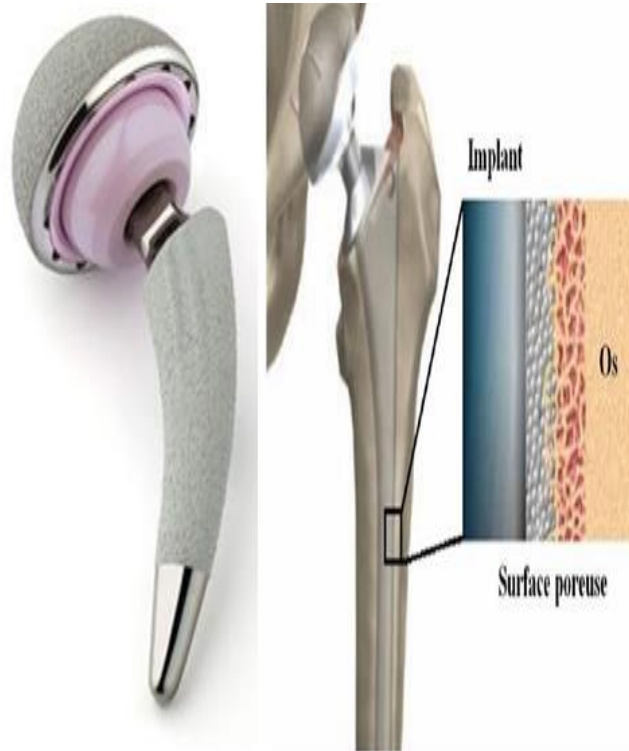


Fig. (II.21) : Prothèse totale de hanche sans cimentée

II.5.7. Les couples de frottements d'une prothèse totale de hanche

Il existe de nombreux matériaux utilisables pour assurer un glissement entre les implants de la cotyle et du fémur, de nombreuses associations sont possibles et les principaux couples de

frottement utilisés sont :

Polyéthylène-Céramique :



Fig. (II.22) : Cupule de frottement polyéthylène -céramique

- Métal-Métal :



Fig. (II.23) : Cupule de frottement métal-métal

- Polyéthylène-Métal :



Fig. (II.24) : cupule de frottement polyéthylène-métal

- Céramique-Céramique :



Fig. (II.25): cupule de frottement céramique-céramique

II.5.8. Analyse d'une prothèse de hanche

Il existe 4 étapes :

1. Prothèse
2. Interface os/prothèse ou os/ciment
3. Stock osseux
4. Tissus mous

II.5.9. DUREE DE VIE DE LA PROTHESE

Théoriquement, la prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le

cas chez les personnes âgées, sollicitant peu leur prothèse. Toutefois chez les sujets plus jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, il y a un risque sérieux de descellement de la prothèse à long terme. Ainsi après 15 ans, parfois moins, la réapparition de douleur de hanche doit faire craindre le descellement. Si celui-ci est symptomatique ou radiologiquement important, un changement de prothèse peut être nécessaire. Le résultat des "reprises" de prothèse de hanche est globalement bon mais souvent inférieur à celui des prothèses de première intention [17].

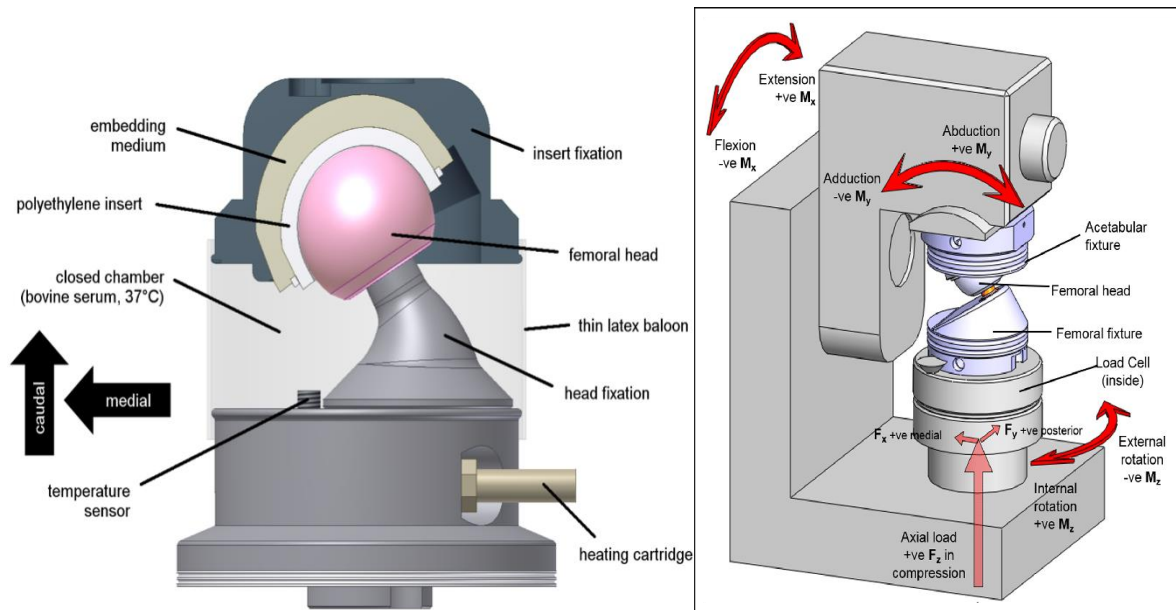


Fig.(II.26) : appaillage de mesure la duré su vié de prothèse de hanche

II.5.10. PRINCIPE DE L'INTERVENTION

- Le rôle est de remplacer les deux surfaces articulaires dont le cartilage s'est estompé.

Par agrandissements successifs, le site du segment droit est préparé, la lumière du acétabule est élargie

. Couper l'os du col fémoral, luxer le fémur de la tête, élargir le fémur afin de préparer la partie fémorale.

Pose de la prothèse définitive après pose d'essai. [18]



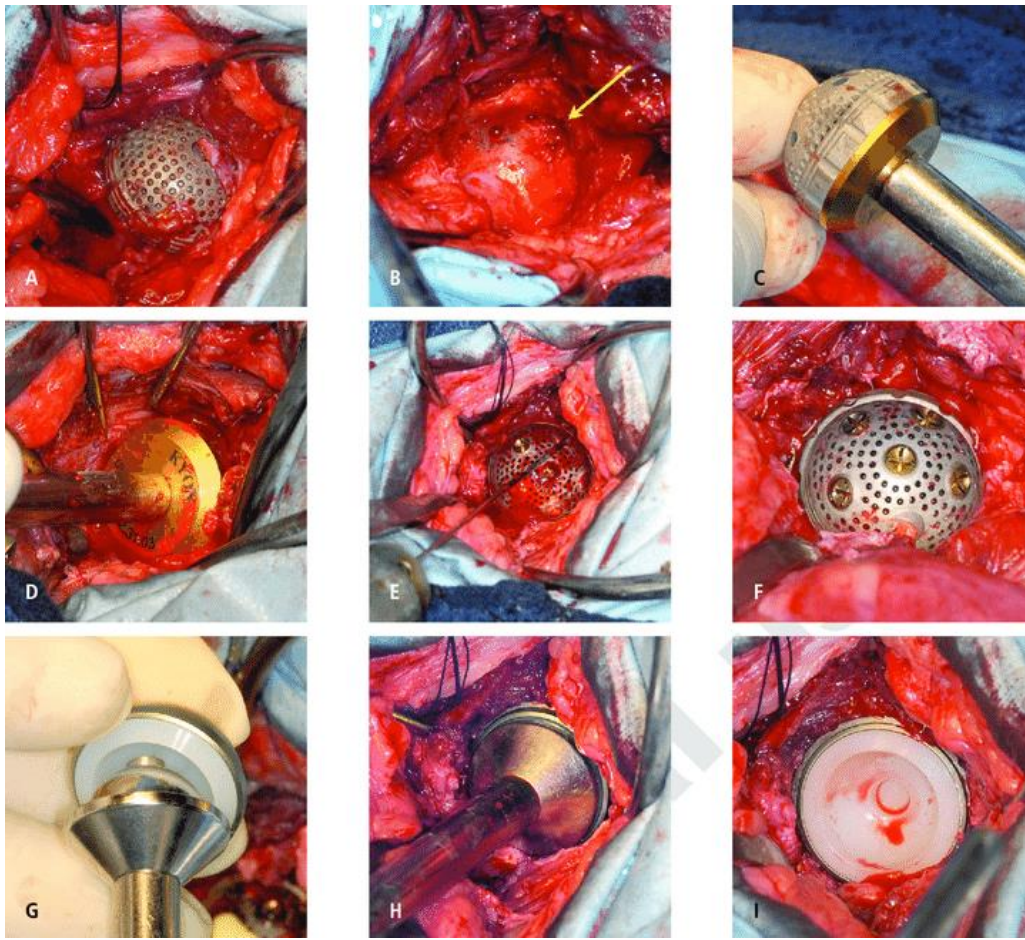


Fig. (II.27) : PRINCIPE DE L'INTERVENTION

II.6.Prothèse de genou

II.6.1.Anatomie de l'articulation du genou

L'articulation du genou est l'articulation médiane du membre inférieur. En conséquence, il peut supporter presque tout le poids du corps dans une position sur un seul pied, comme lors de la marche, et encore plus lors de la montée et de la descente des escaliers. Il implique trois os, le fémur proximal, le tibia distal et la rotule antérieure (souvent appelée rotule). Cette articulation synoviale peut être divisée en 3 sous-articulations :

- L'articulation fémoral-tibiale : double articulation principale du genou, elle concerne le mouvement relatif des os longs entre eux (fémur et tibia). C'est une articulation bi-condylienne à ménisques interposés. Sa fonction principale est de permettre la flexion et l'extension du genou.
- L'articulation fémoral-patellaire : elle concerne le mouvement relatif de la patella par rapport au fémur. La fonction de cette articulation est principalement de placer la patelle dans une position où elle ajoute un bras de levier à l'action du quadriceps sur le tibia tout au long de la flexion et extension.

L'articulation tibio-fémorale proximale (entre le tibia et la fibule), elle est mécaniquement liée à la cheville et ce malgré sa position proche de la zone morphologique du genou. Aussi par la suite seront-ils considérés comme immobiles l'un par rapport à l'autre et nous dénommerons indifféremment « tibia » ou « complexe tibia + fibule » pour parler des os de l'extrémité inférieure de la jambe. Les différents os composant l'articulation sont observables (Fig. II.28).[19]

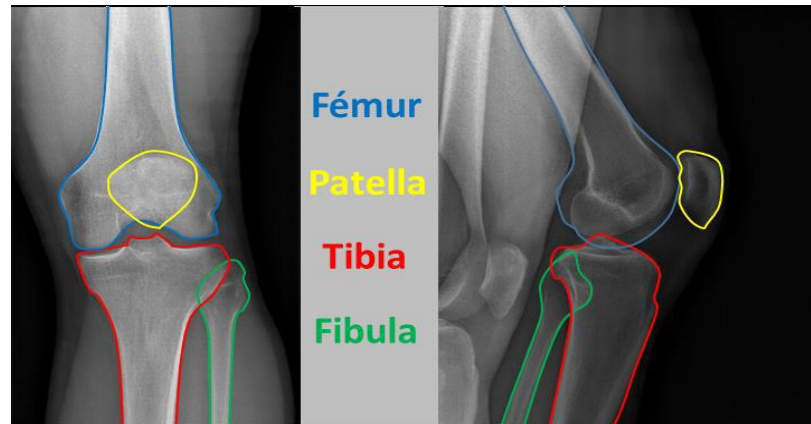


Fig.(II.28):Vues frontale et sagittale des os du genou. Les os sont surlignés en couleur afin d'améliorer leur visibilité [19]

On raison de la présence de plusieurs problèmes au niveau de la genou, les médecins ont trouvé une solution idéale, qui est la prothèse de genou.

II.6.2. Définition

On entend par prothèse de genou le fait de changer une articulation endommagée par une articulation composée d'une pièce fémorale, d'une pièce tibiale et d'une pièce intermédiaire entre les deux.[20]

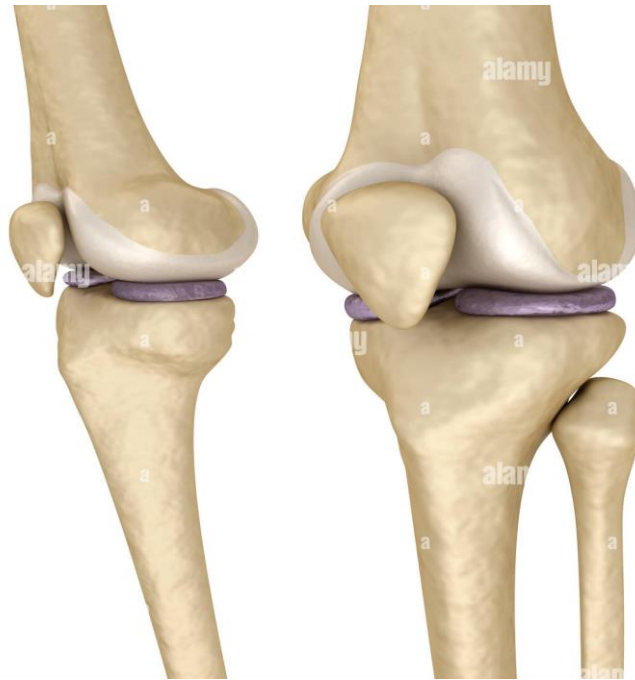


Fig. (II.29) : Anatomie du genou.[21 ,22]

II.6.3. les types de prothèse de genou

A. Les prothèses partielles de genou

(Utilisées pour des usures articulaires localisées). Il peut s'agir de prothèses unicompartimentales [23] pour les usures plutôt localisées sur les parties médiale et latérale du genou, mais il existe également des prothèses fémoral-patellaires [24]. Il n'y a que la zone articulaire la plus détériorée qui est remplacée contrairement aux prothèses totales. C'est fréquemment le cas chez les patients souffrants de GA dont la partie médiale est souvent plus endommagée que le reste de l'articulation [25].



Fig. (II.30) : prothèse partielle de genou

B. Les prothèses totales de genou

(Utilisées pour des usures plus importantes, souvent généralisées sur l'ensemble de l'articulation). Elles peuvent être à charnière ou à glissement. Comme son nom l'indique dans le cas des prothèses de type charnière, les parties tibiale et fémorale sont reliées mécaniquement par une charnière ce qui permet de sécuriser la stabilité des deux parties entre elles. Généralement les PTG de type charnière n'autorisent que le mouvement de flexion/extension mais certaines peuvent avoir une légère composante rotatoire pour être plus fidèles aux mouvements naturels de l'articulation. Cependant, la transmission des contraintes mécaniques peut entraîner des micromouvements qui sur le long terme peuvent mener au descellement de la prothèse [26] . Les prothèses à glissement quant à elles, respectent davantage les degrés de liberté physiologiques du genou. Le glissement de la partie fémorale sur la partie tibiale est assuré par la congruence des surfaces. La partie intermédiaire en PE comprend souvent un plot central qui se positionne au niveau de l'espace inter-condyloïde . Cette conception permet de mieux guider les glissements des différentes parties.

Certaines prothèses totales de genou sont conçues de manière à maintenir les ligaments croisés pour optimiser la sensibilité de l'articulation. Cependant, certaines études ne montrent pas de réels avantages au maintien du ligament croisé antérieur. [27. 28].



Fig. (II.31) : prothèse totale de genou

II.6.4. Mouvements du genou

Le genou possède un degré de liberté majeur : la flexion et l'extension qui permettent de pédaler. Les squats sont des mouvements qui rapprochent l'arrière de la jambe de l'arrière de la cuisse. Son amplitude va de 0° lorsque l'axe de la jambe coïncide avec l'axe de la cuisse à 120° lorsque l'articulation de la hanche est en extension. Cependant, si vous pliez les hanches au préalable, cela peut atteindre 140° . Asseyez-vous ensuite sur vos talons, touchez vos talons à vos hanches, même à 160° . Le genou a un deuxième degré de liberté de rotation autour de l'axe vertical de la jambe uniquement lorsqu'il est fléchi. Si le genou est droit, cette rotation est gênée par la tension des ligaments collatéraux et croisés. La rotation de l'axe du genou se produit comme un mouvement parasite lors du pédalage. Cependant, c'est lui qui libère la chaussure des cales automatiques de la pédale et permet au talon de s'écartier vers l'extérieur lorsque la pédale est relevée. Lorsque vous appuyez sur la pédale, le genou fléchit moins et c'est le mouvement de rotation de la hanche qui déplace le talon vers l'extérieur et l'ensemble du membre inférieur.[29]

A. La libération de l'articulation fémorales-tibiales

Dans les gestes du quotidien, les articulations fémorales et tibiales fonctionnent sous l'effet de la gravité. En position debout, ils portent près de 95% de leur poids corporel. Le vélo n'a plus d'effets liés à la gravité. Seule la contrainte causée par le mouvement de pédalage demeure.[29]

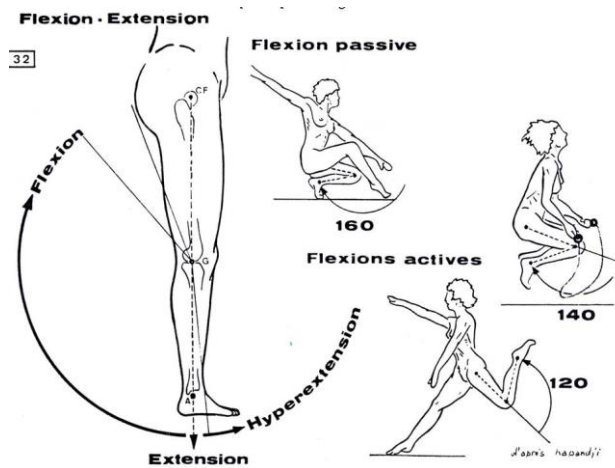


Fig. (II.32) : Amplitude mouvements de flexion du genou

B. Les mouvements des condyles sur les glènes

Dans le sens antéropostérieur, correspondant au mouvement de flexion-extension du genou, le développement de la surface articulaire du condyle fémoral est deux fois plus grand que la longueur de la glène tibiale. Pour éviter que chaque tour de pédalier ne se conclue par une luxation du genou (le condyle qui bascule en arrière de la glène), l'extrémité inférieure du fémur se déplace sur le plateau tibial à la fois en roulant et en glissant. À partir de la position de rectitude, le condyle commence par rouler sans glisser, puis le glissement devient progressivement prédominant et, en fin de flexion, le condyle glisse sans rouler. La longueur du roulement initial est différente suivant le condyle. Elle est moins importante pour le condyle interne.

Le roulement n'a lieu que pendant les 10 à 20 premiers degrés de flexion. Sauf si la selle est trop haute, ou les manivelles trop longues, il ne concerne pas le cycliste dont le genou est fléchi de 30 - 40° à environ 115°. Pendant le pédalage, les mouvements du fémur sur le tibia sont donc des mouvements de glissement. Par contre, les premiers degrés de roulement correspondent à l'amplitude des mouvements de flexion-extension lors de la marche normale.[29]



Fig.(II.33) : Roulement puis glissement du fémur sur le tibia

C. Les ménisques et leurs déplacements

Quand le genou se fléchit, le point de contact entre le condyle et la glène recule. Les ménisques suivent ce mouvement tout en se déformant, notamment parce qu'ils sont fixés par leurs cornes au plateau tibial. Les ménisques sont poussés par les condyles, mais aussi entraînés par les mouvements de la capsule et de ses renforts. Le ménisque externe recule deux fois plus que le ménisque interne. En position debout, les condyles appuient sur les glènes par leur plus grand rayon de courbure. Les ménisques sont alors idéalement interposés entre les surfaces de contact.

Les efforts de compression sont bien répartis. Le genou assure sa stabilité. A l'inverse, dans le mouvement de flexion les condyles sont progressivement en contact avec les glènes par leur plus petit rayon de courbure. Les ménisques ne collent plus totalement aux condyles. Le genou privilégie alors la mobilité.

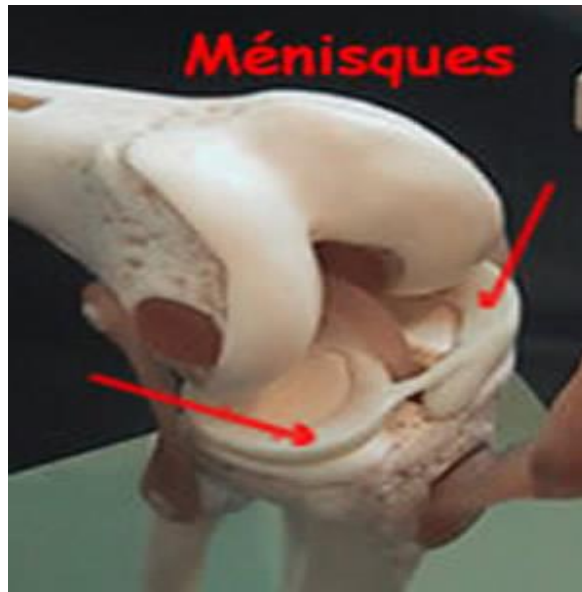


Fig. (II.34) : Déplacement des ménisques pendant la flexion du genou

D. Déplacement entre rotule et fémur

La rotule glisse dans le fond de la gouttière verticale formée par la poulie fémorale (la trochlée et l'échancrure inter condylienne). Par rapport au fémur et pendant la flexion du genou, la rotule suit un mouvement de translation verticale et circonférentielle, centré par l'axe de flexion-extension du genou. Ce mouvement est important entre ses deux extrêmes, de deux fois la hauteur de la rotule. Il amène la rotule à regarder, par sa face postérieure, d'abord en arrière, puis, petit à petit, vers le haut. Pendant le pédalage, du fait des déplacements conjoints du fémur et du tibia, la rotule reste à peu près orientée de la même manière, c'est-à-dire avec une face postérieure qui regarde toujours en arrière et en haut. Elle se déplace par rapport au fémur d'un peu plus de sa longueur. Il existe autour de l'articulation du genou de nombreuses bourses séreuses péri-articulaires qui jouent un rôle de lubrification, notamment entre la rotule et le fémur.[29]

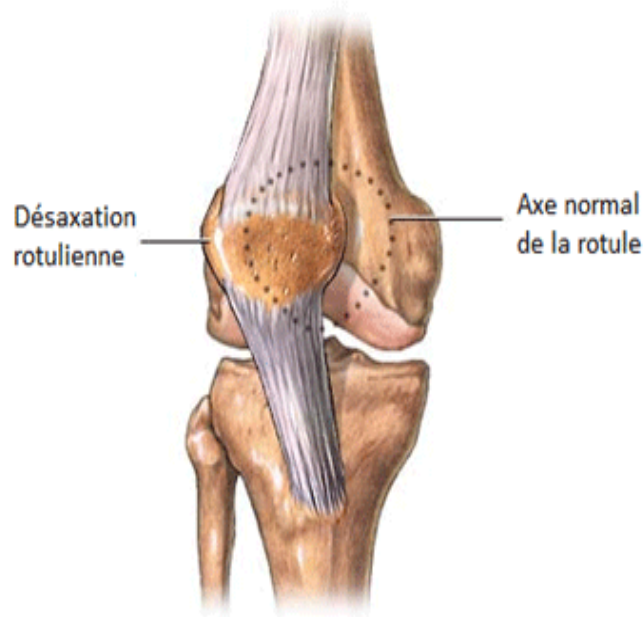


Fig. (II.35) : Déplacement de la rotule sur le fémur pendant la flexion

E. Déplacements entre rotule et tibia

La rotule est solidement reliée au tibia par le tendon rotulien. Pendant les mouvements de flexion-extension du genou, elle se déplace par rapport au tibia, dans un plan sagittal, le long d'un arc de cercle dont le centre est situé sur la tubérosité tibiale antérieure et dont le rayon est égal à la longueur du tendon rotulien. La rotule subit un mouvement de translation circonférentiel qui l'amène à reculer et à basculer en arrière et en bas. Ce mouvement est dû au déplacement vers l'arrière du point de contact entre les condyles et les glènes, au fur et à mesure que la flexion s'accroît. Il est aussi dû au profil des condyles qui diminue d'avant en arrière la distance de la rotule à l'axe flexion-extension du genou.[30]

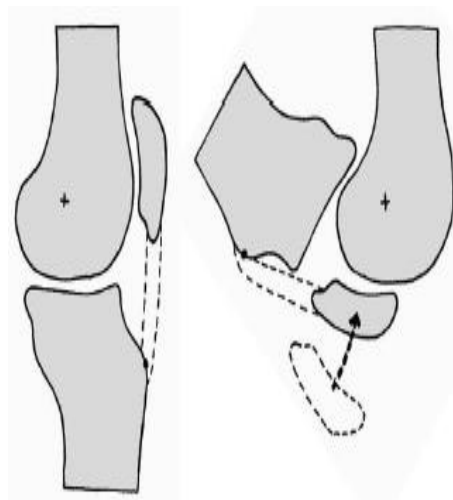


Fig. (II.36) : Déplacement de la rotule par rapport au tibia.

II.7.prothèse d'épaule

La prothèse d'épaule est la troisième arthroplastie pratiquée, derrière la prothèse totale de la hanche et du genou, en chirurgie Orthopédique et Traumatologique, pour traiter certaines affections dégénératives ou traumatiques de cette articulation complexe

C'est Charles Neer en 1951 qui a proposé la première prothèse tout d'abord humérale de type anatomique, reproduisant l'anatomie d'une extrémité supérieure de l'humérus, prothèse humérale destinée aux fractures de l'extrémité supérieure de l'humérus et qu'il a complétée en 1973 par une glène prothétique pour en faire une prothèse totale d'épaule. [31]

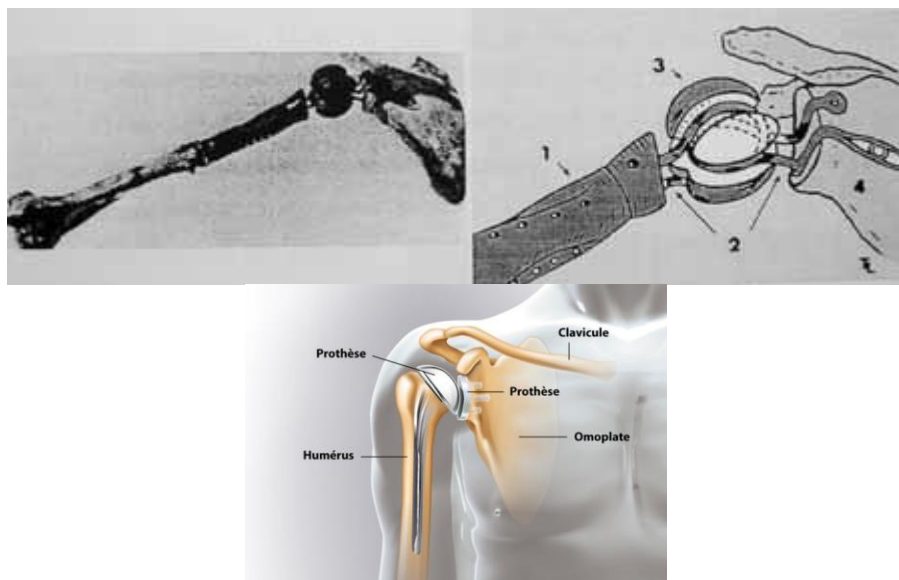


Fig. (II.37) : première prothèse d'épaule posée par Jules Emile Péan en 1893

II.7.1.LES PROTHÈSES TOTALES D'ÉPAULE INVERSÉES

Paul Grammont de Dijon en 1991 [32], [33], [34] a révolutionné le traitement de ces om arthroses excentrées en proposant une prothèse semi contrainte appelée « prothèse delta » faisant référence au deltoïde, muscle mis en œuvre par cette prothèse au centre de rotation médicalisé ce qui permet d'augmenter le bras de levier du deltoïde et de réduire les contraintes au niveau de l'interface prothèse-os au niveau de la glène (fig.37).

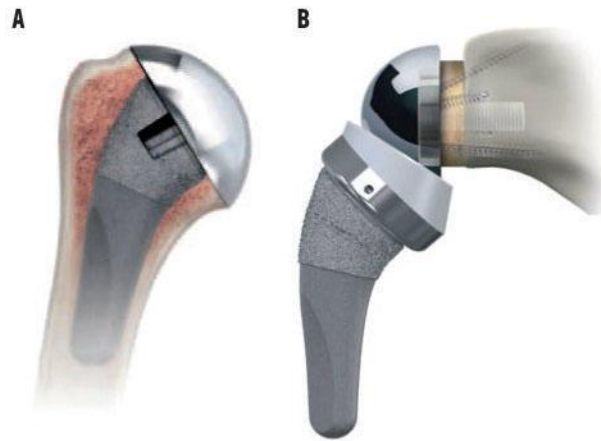


Fig. (II.38) : PROTHÈSES TOTALES D'ÉPAULE INVERSÉES

II.8. Prothèse de coude

Le rôle de articulation du coude (humérus-radius-cubitus) est de positionner la main dans l'espace de forme n bras de levier par l'avant-bras et de supporter le corps lors d lever dune chaise o lorsque l'on marche avec ne canne. La transmission des forces depuis l'épaule ers la main passe essentiellement par articulation humérus-cubitus. L'articulation entre le radius et le cubitus intervient principalement lors de la rotation de lavant –bras.

Ce sont ces forcées importantes susceptibles de passer par l'articulation du coude et les mouvements de rotation qui furent responsables du grand nombre de dislocation rencontrées avec les premières prothèses de coude.

En effet il s'agissait de prothèses métal-métal à charnière rigide (contraintes) qi ne respectaient pas les mouvements naturels du code et dont les tiges qi s'enfoncent dans humérus et le cubitus subissaient des contraintes trop importantes.

Aujourd'hui le contact entre les de composants est métal-polyéthylène et les prothèses sont semi contraintes ou glissement.

Les prothèses semi contraintes ont ne charnière lâche permettant un certain degré de laxité en varus-valgus et en rotation. Ces prothèses confèrent ne bonne stabilité l'articulation.

Les prothèses à glissement se contentent de surfaces l'articulation. Elles nécessitent une bonne qualité osseuse et ligamentaire pour assurer la stabilité.

Certaines prothèses ont également une tige dans le radius. Parfois seule la tête du radius est remplacée par une prothèse.

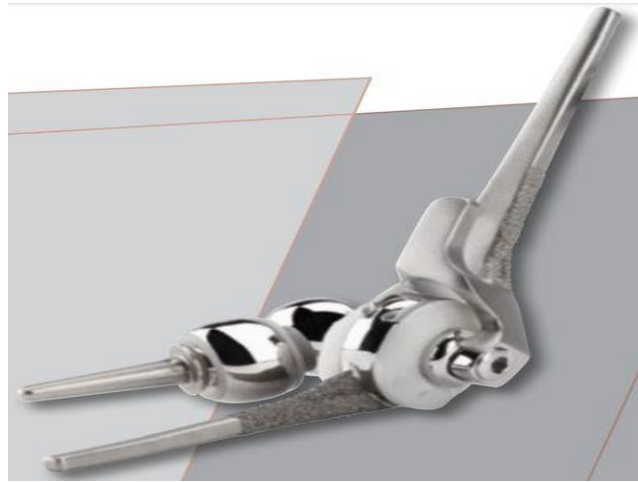


Fig.(II.39) : Prothèse de coude

II.9. Prothèse de cheville

La Cheville est une articulation très compliquée car sa façon de bouger est complexe mais aussi parce qu'il n'y a qu'une toute petite surface et des contraintes énormes. Non seulement il y a le poids du corps mais il y a aussi la cinématique qui fait que quand on pose le pied l'inertie du poids du corps tombe sur cette petite surface d'articulation. Les contraintes sont donc énormes sur cette petite surface.

La prothèse de cheville existe elle est confidentielle actuellement dans le développement. On ne peut pas mettre de prothèse de cheville tout le monde. L'arthrose de la cheville reste très limitée. On réserve les prothèses de cheville pour les gens relativement jeunes, qui ont encore de nombreuses années d'activité physique devant eux. Mais la prothèse de la cheville n'est pas aussi populaire que la prothèse de genou la prothèse de hanche... elle reste encore rare.[35]

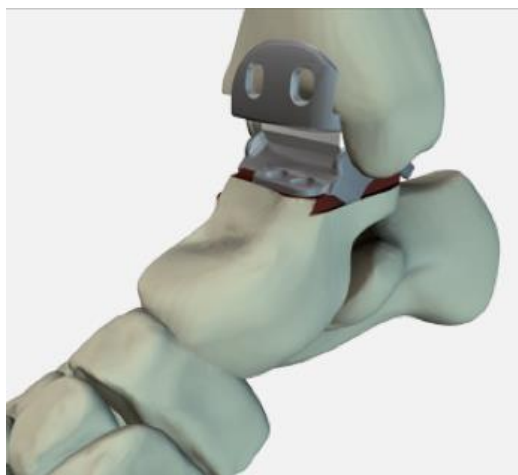


Fig.(II.40) : Prothèse de cheville

CHAPITRE III

RESULTATS ET DISCUSSIONS

Introduction :

La biomécanique se concentre sur les principes et les relations du corps humain entre la structure corporelle et la fonction .sa complexité nécessite des méthodes des analyses spécifiques et complexes pour décrire, analyser et modéliser différents systèmes biomécaniques impliqués. Avec le développement de la technologie et des méthodes .Les méthode numériques sont devenues un complément fondamental aux méthodes expérimentales.

- Les techniques traditionnelles d'analyse de mouvement.
- Solide déformés, en particulier dans :
- La géométrie de ces objets est complexe.
- Ils sont soumis à des déformations considérables et les matériaux, comportement non linéaire.
- La charge appliqués est dynamique ou statique.

Pour concevoir et sélectionner le bon matériau fait partie du facteur de succès arthroplastie, pour laquelle ce travail visait à étudier la hanche.

L'arthroplastie totale, qui est étude d'une prothèse totale à hanche d'un point de vue mécanique, en réalisant Méthode des éléments finis utilisant les deux logiciels ABAQUS CAE et SOLIDWOKS.

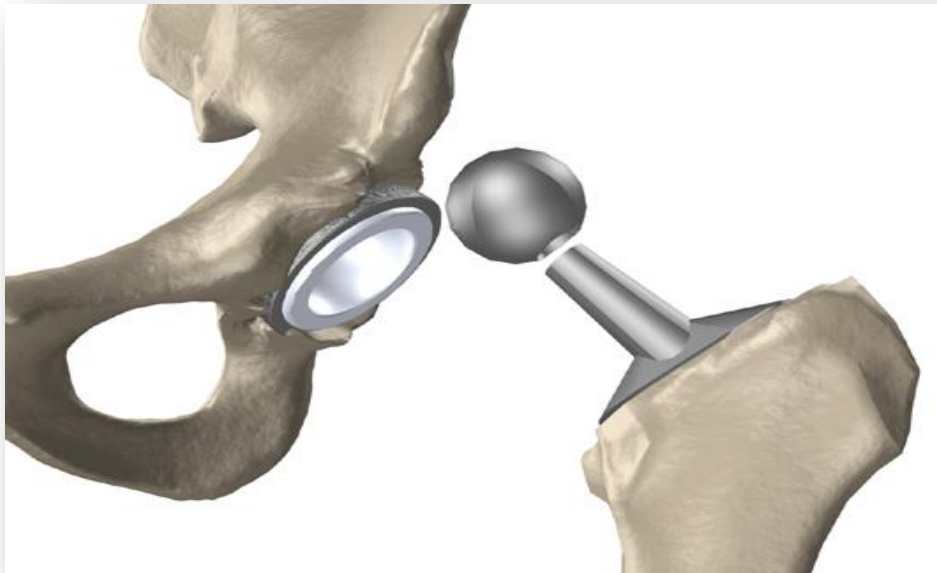


Fig. (III.1) : L'insert d'une Prothèse à hanche

III.1. L'importance de la simulation :

Une imitation qui permet de résoudre des problèmes tangibles avec une méthode électronique. Ce qui à son tour lui donne des résultats précis sans drainer les matériaux, Ceci est basé sur des programmes basés sur des algorithmes issus d'expériences scientifiques, Cela nous permet, ainsi qu'aux chercheurs, de développer plus facilement des processus d'ingénierie ainsi que des propriétés de matériaux pour développer la technologie des matériaux.

III.2. ABAQUS CAE

ABAQUS/CAE, ou "Complete Abaqus Environnement ". a été développé par Hibbit, Karlsson&Sorensen (HKS) devenu ABAQUS, depuis 30 ans. Il a été créé pour confirmer et améliorer la théorie des éléments finis.

ABAQUS est un logiciel de simulation par éléments finis de problèmes très variés en mécanique, particulièrement pour ses traitements performants de problème non-linéaires.

III.2.1. Modélisation Numérique

Dans ce chapitre en va créer et étudier d'un modèle de PTH (prothèse totale de la hanche).

III.2.1.1 Création du Modèle

La reconnaissance des unités pour l'Abaqus est inexistante donc il ne faut pas les ajouter quand vous faites entrer vos valeurs. Alors les unités SI sont recommandées.

A. La création du modèle

On choisit "**With standard/Explicit Model** " dans la fenêtre de "**Start session** «qui apparaît à chaque fois lorsque en va lancer l'Abaqus/CAE.

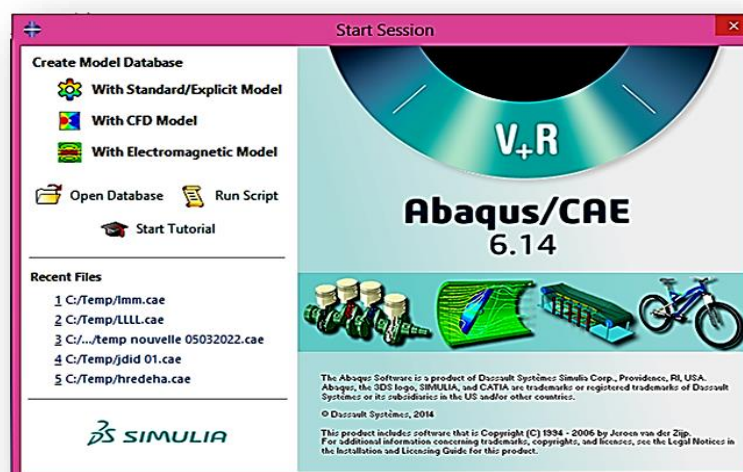


Fig.(III.2) :Interface ABAQUS

Le processus de réussite de la simulation du problème posé (concentration des contraintes dans une prothèse totale de la hanche soumise à une charge concentrée) sera réalisé en passant par plusieurs étapes et opérations agencées qui sont appliquées dans notre logiciel ABAQUS/CAE, qui sont les suivants :

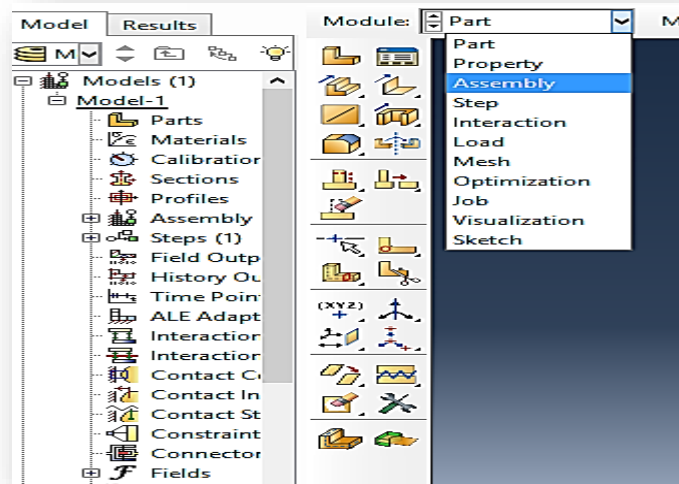


Fig.(III.3) :Les modules de l'ABAQUS

III.2.1.2.Les Modules

ABAQUS CAE est divisé en unités fonctionnelles appelées modules. Chaque module contient les outils spécifiques utiles pour appliquer l'opération spécifique de la fonction.

A. Le module « PART »

Permet de créer tous les objets ou les pièces géométriques nécessaires à notre problème .

B. Le module « PROPERTY »

Permet de définir toutes les propriétés de nos objets géométriques ou parties de ces objets .

C. Le module « ASSEMBLY »

Ce module permet d'assembler les différents objets géométriques créés dans un même repère de coordonnées globales.

D. Le module « STEP »

C'est le moment d'application de la force et jusqu'à quand.

E. Le module « INTERACTION »

C'est de spécifier toutes les interactions (les contacts) entre les différentes parties et régions du modèle.

F. Le module « LOAD »

C'est la spécifications de tous les chargement appliquées, conditions limite et champs .


G. Le module « MESH »

C'est de générer un maillage élément finis sur un assemblage.

H. Le module « JOB »

Après la définition de modèle réalisées, il faut utiliser ce module pour analyser le modèle. ABAQUS Va alors réaliser tous les calculs nécessaires et en tirer des résultats.

A.1- Module Part

- La première étape s'exprimer une entité "PART"
- Dans la fenêtre « **module** » choisissez « **part** »
- Créer une nouvelle entité : dans la barre des « **Tools** », cliquer sur  (ou dans le « **Model tree** », double cliquez sur « **Parts** »).
- La fenêtre " **Create Part** " apparaît automatiquement.
- Nous avons utilisé cette fenêtre pour spécifier le nom, la nature et la taille approximative de l'entité .
- Cliquez sur " **continue** "

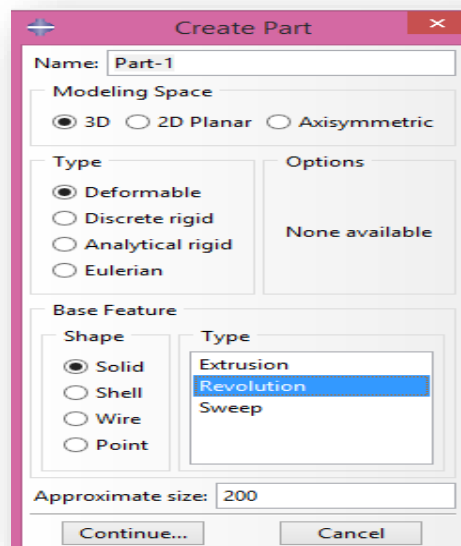


Fig.(III.4) :Les modules de l'ABAQUS

ABAQUS CAE va directement entrer dans l'espace du création et dessin qui contient les outils qui vous permettront de produire un profile 3 dimensionnel (X.Y.Z) de votre pièce.

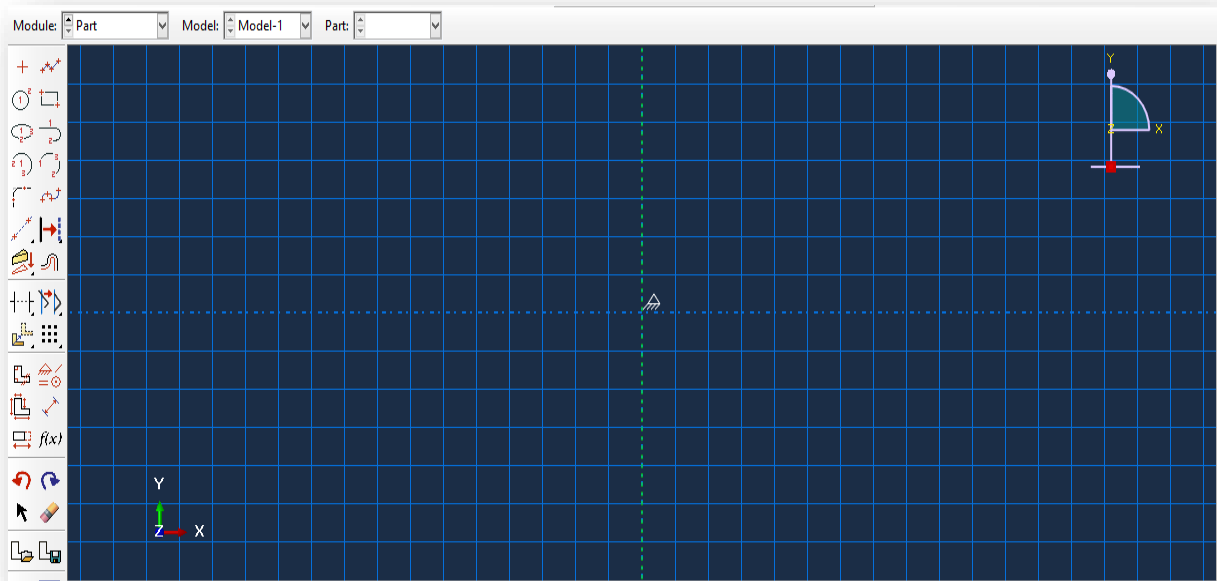



Fig.(III.5) : L'espace du dessin

Commençons maintenant à dessiner des pièces de PTH (Prothèse totale à hanche)

Dans la barre « Tools », cliquez sur  « Createcircle, center and périmètre » pour dessiner un cercle.

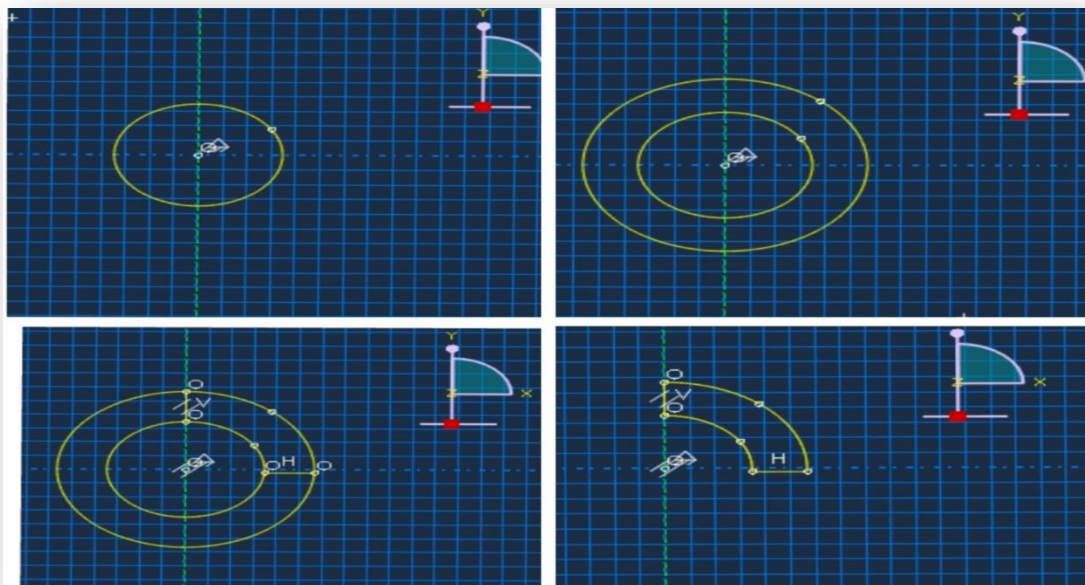
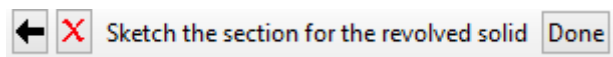


Fig.(III.6) :Le plan 2D de la Cotyle

En bas de La fenêtre



Cliquer sur « done » une petite fenêtre apparaît, dans laquelle on écrit la mesure de l'angle, puis on clique sur ok.

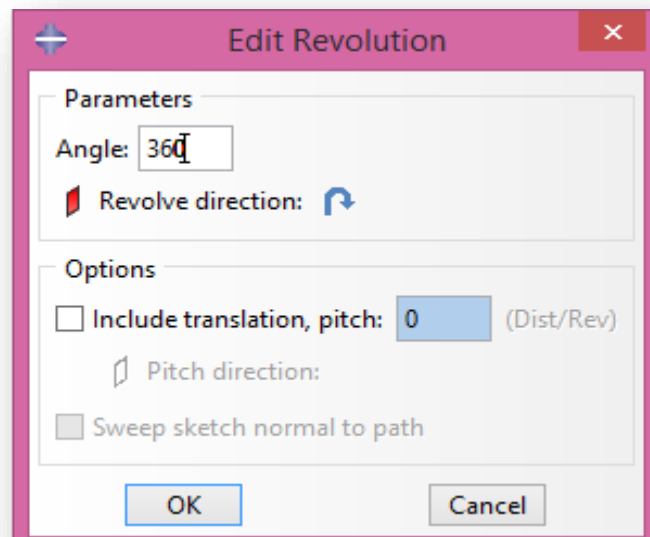


Fig.(III.7) :Fenêtre de la création 3D

La forme obtenue représente la partie supérieure de la prothèse (Cotyle) .

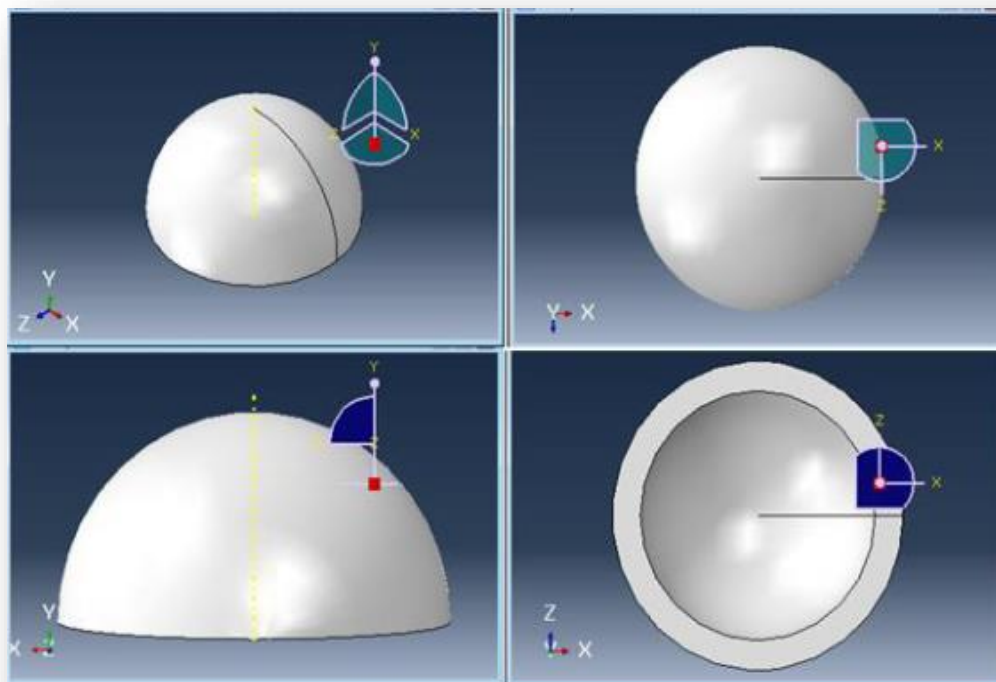


Fig.(III.8) :Le modèle de la Cotyle en 3D

On utilisant la même méthode nous avons créé les autres 5 pièces du modèle, en cliquant sur



et on les dessinées chaque pièce et ces fonctions de création

Onrésultant les 6 pièces.

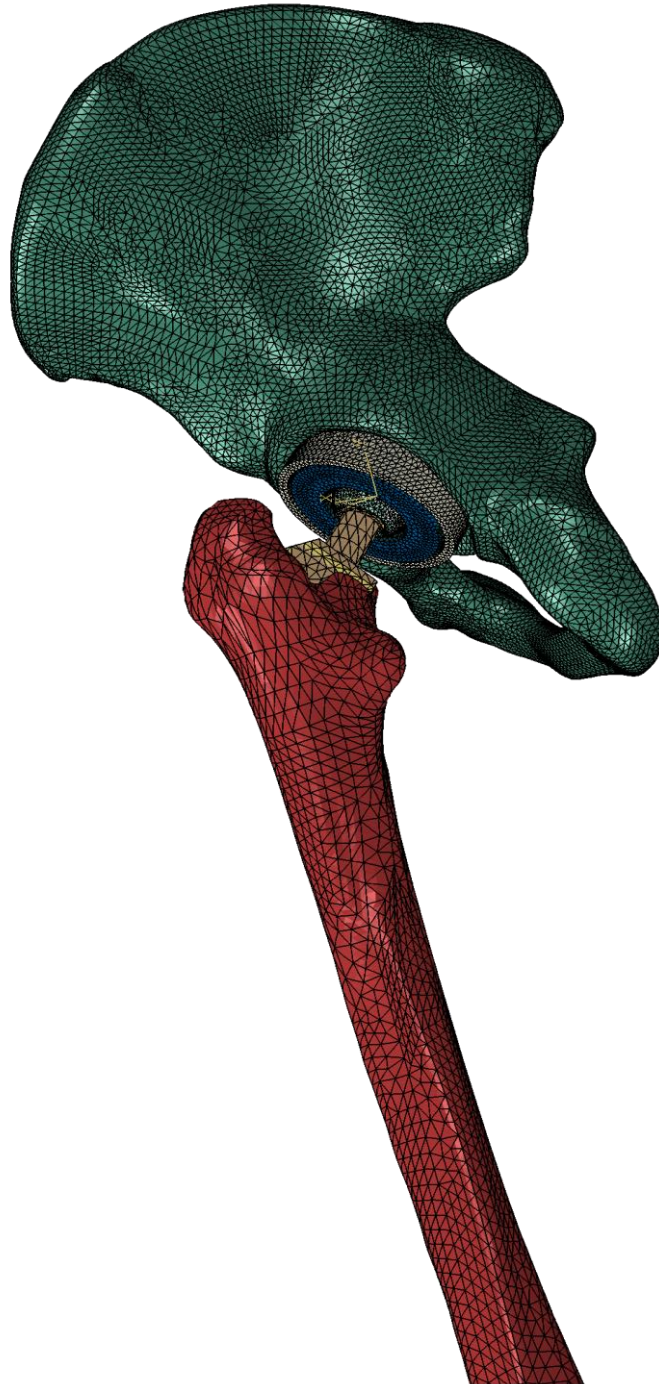


Fig.(III) :L'assemblage

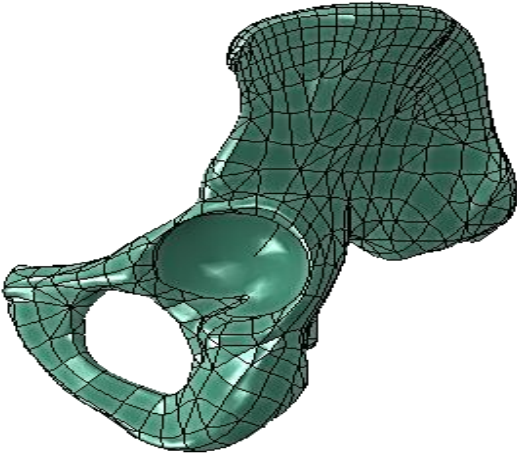

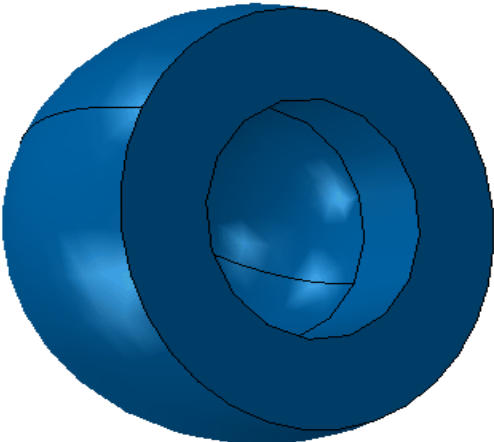
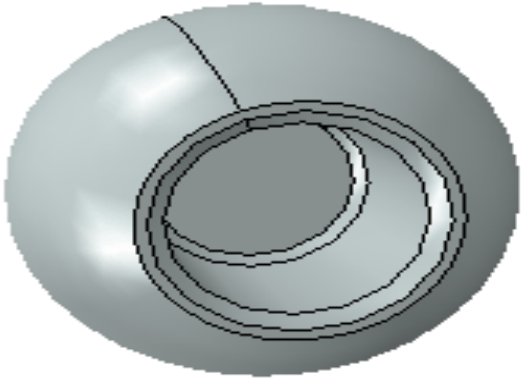
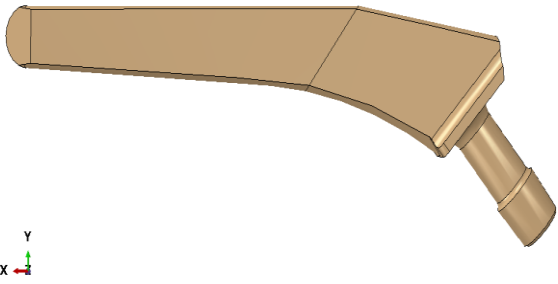
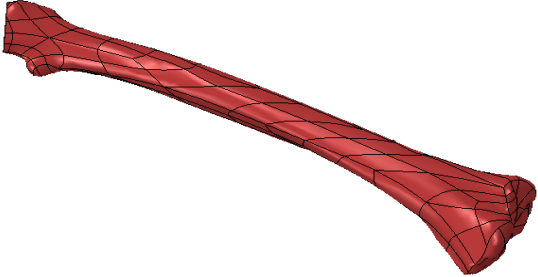
	
<p>Le Bassin</p>	<p>Cotyle</p>
	
<p>Insert de friction</p>	<p>Tête fémorale</p>
	
<p>La Tige</p>	<p>La Hausse</p>

Tableau (III.1) :les pièces séparant

B.1. Le module « PROPERTY »

Permet de définir toutes les propriétés de nos objets géométriques ou parties de ces objets.

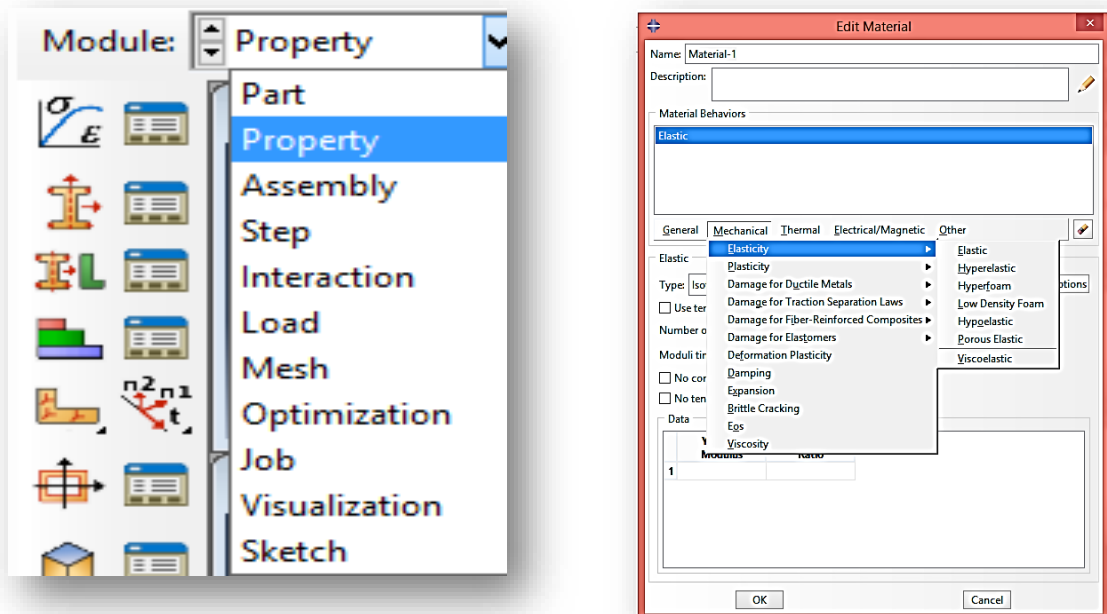


Fig.(III.9) :Module Properties

Data		
	Young's Modulus	Poisson's Ratio
1		

Fig.(III.10) :Déclaration des propriétés.

Nous entrons les données de module de Young et coefficient de poisson puis on clique sur **ok**. Après, nous passons à l'icône montrer ci-dessous, une petite fenêtre se présente pour saisir les propriétés de la matière, on appuie sur **continue** après **ok**.

Materiaux	Coefficient de poisson	Module de Young (MPa)
Céramique (Alumine)	0.22	370000
Métal	0.31	203000
La Os	0.30	168100

Tableau (III.2) :Les Propriétés de chaque matériau utilisé


Enfin, on clique sur  puis on clique sur la forme que l'on a dessinée et on clique sur done après **ok** La forme devient homogène.



Fig.(III.11) :La tige dans le module Properties

Nous suivons les mêmes étapes pour toutes les formes que nous avons dessinées.

C.1.Module Assemblé

Pour l'assemblage. Nous cliquons sur la première icône qui nous montre une fenêtre dans laquelle nous sélectionnons les formes à assembler, cliquez sur **ok**, et la forme finale apparaît comme indiqué sur les images.

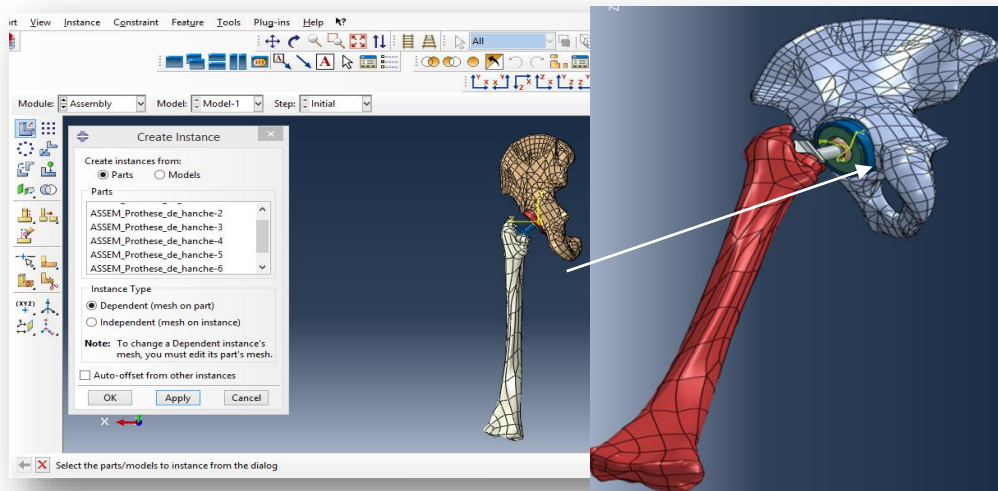



Fig.(III.12) :L'assemblage de modèle en « Assemblage »

D.1. Module Step (type de sorties et calculs)

Cliquer sur  « step » dans la barre de « Tools ».

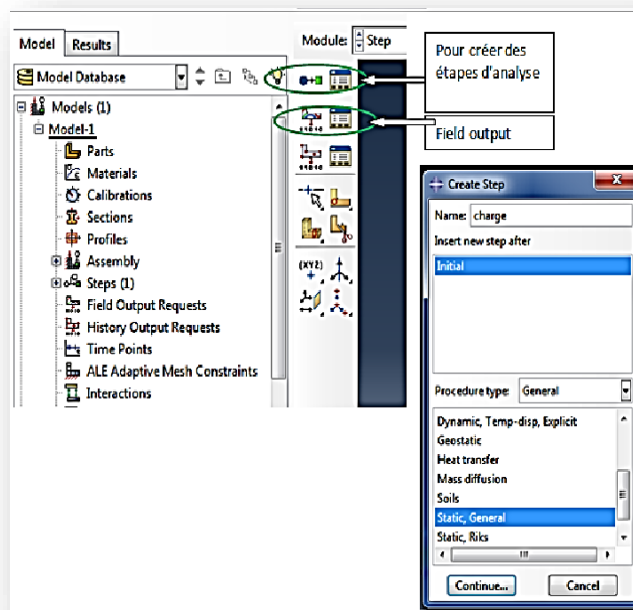


Fig.(III.13) : réglages du « Step »

La boîte de dialogue "createstep" apparaîtra. Nommez votre "step" et choisissez "Procédure" type "General Static". Cliquez sur continue puis ok dans la fenêtre qui apparaîtra.

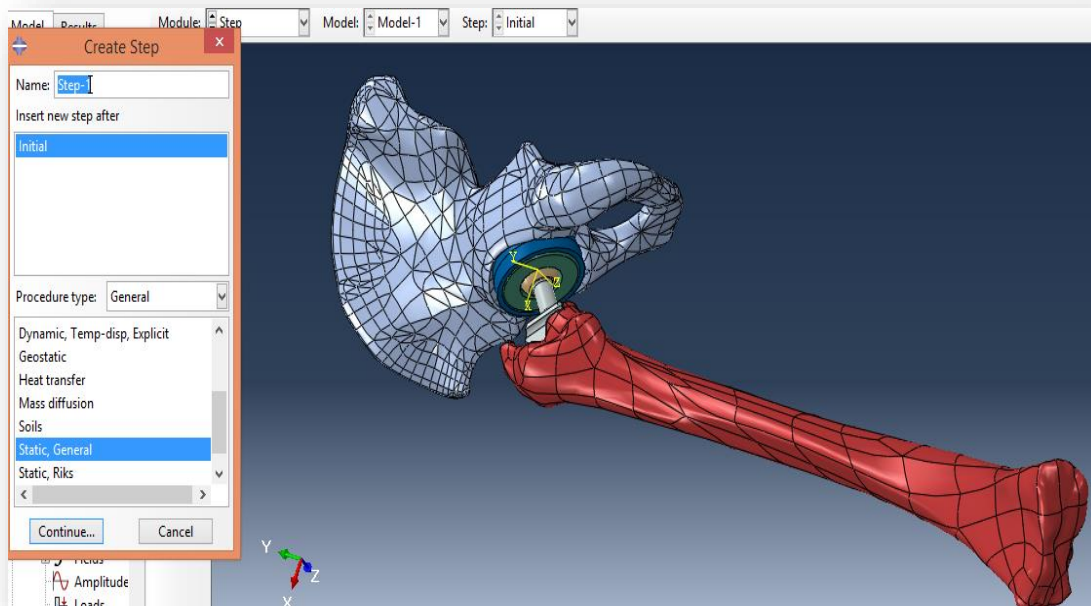



Fig.(III.14) : Paramètre de « Step »

E.1. Module Interaction

La prochaine étape est l'interaction cliquez sur ce bouton  et suivez les étapes ci-dessous
 Nous cliquons sur **Find** contact pairs ça nous apparaît comme ça nous cliquons sur **ok**.

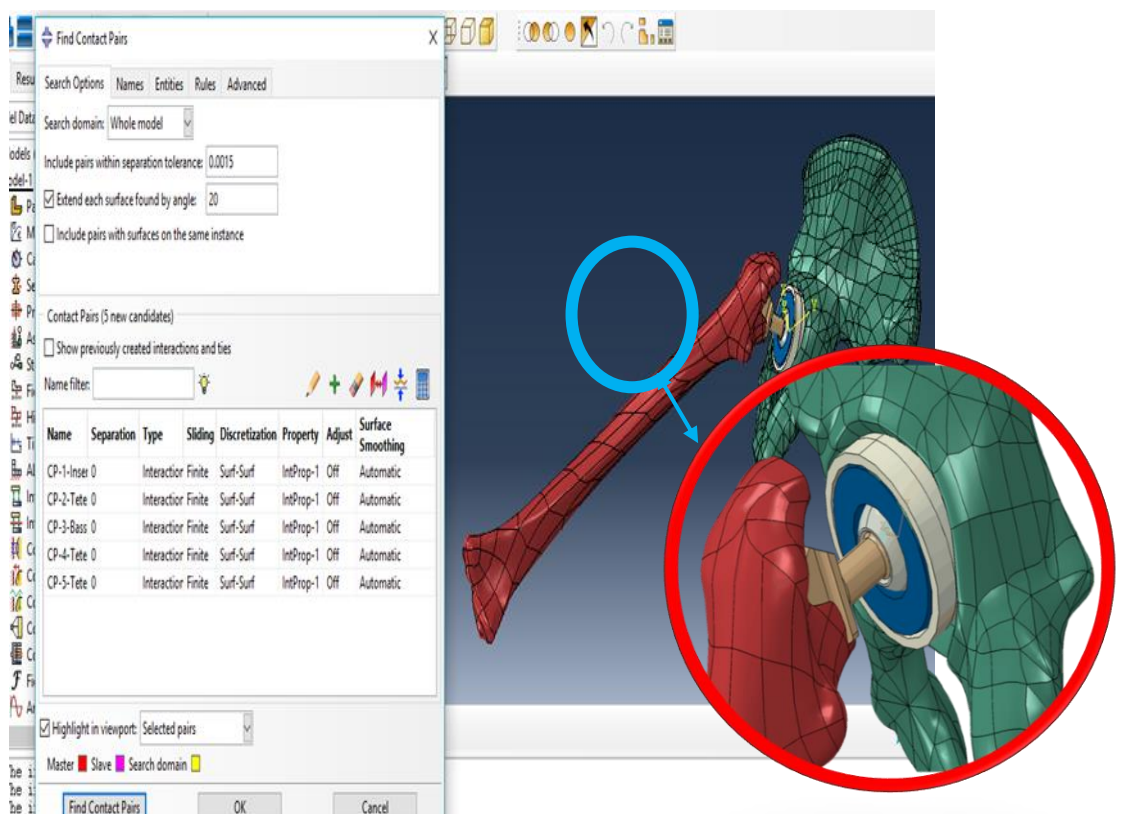


Fig.(III.15) :Interaction

Maintenant tous les contacts entre nos pièces sont affichés mais on a besoin particulièrement le contact entre le Bassin et la cupule (Master en rouge et Slave en violet)

F.1. Module «Load »

dans cette module se fait la définition des sollicitations "Load" et conditions aux limite "Boundary conditions "

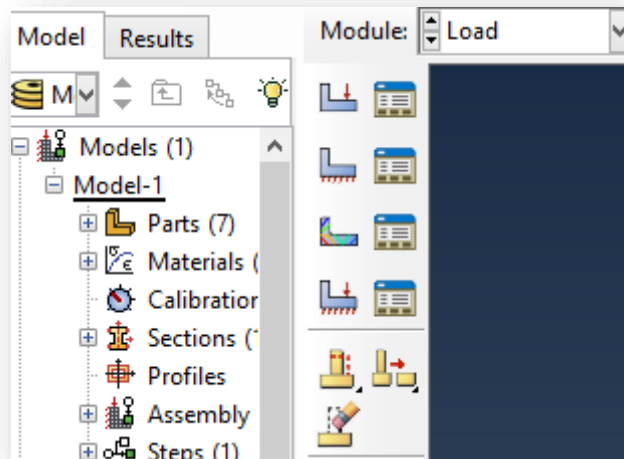


Fig.(III.16) : les fonctions de « Load »

F.1.1. L’application de la charge : cliquez sur "createLoad" pour que la fenêtre si dessous apparaisse;

Cliquez sur "continue", choisissez l'endroit ou appliquer la force et cliquez sur "Done" en bas

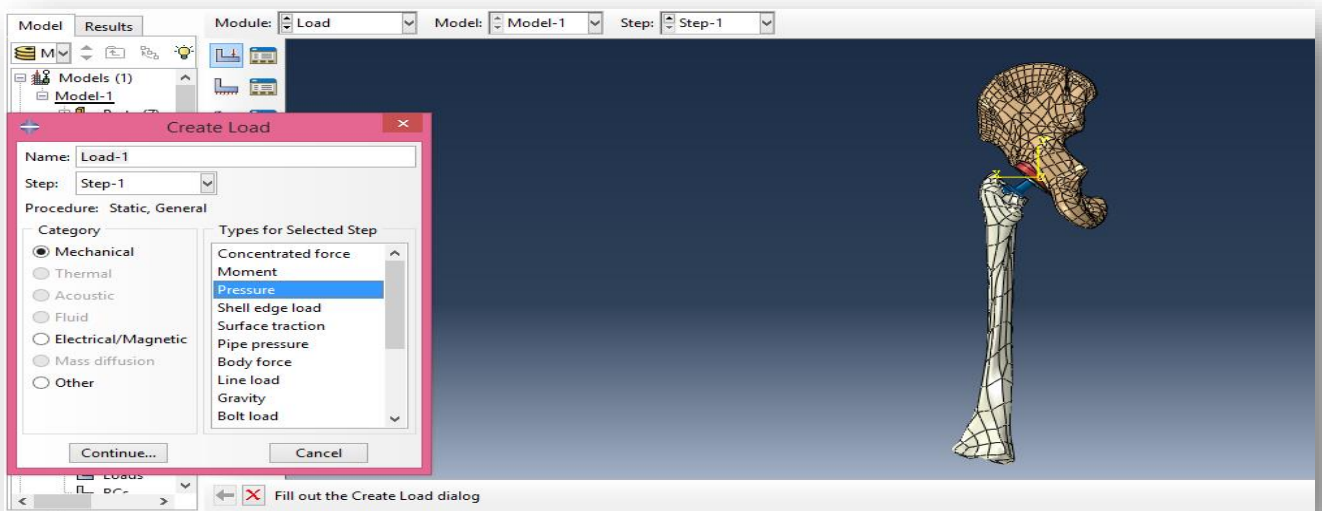


Fig.(III.17) :L’application de la charge « Load »

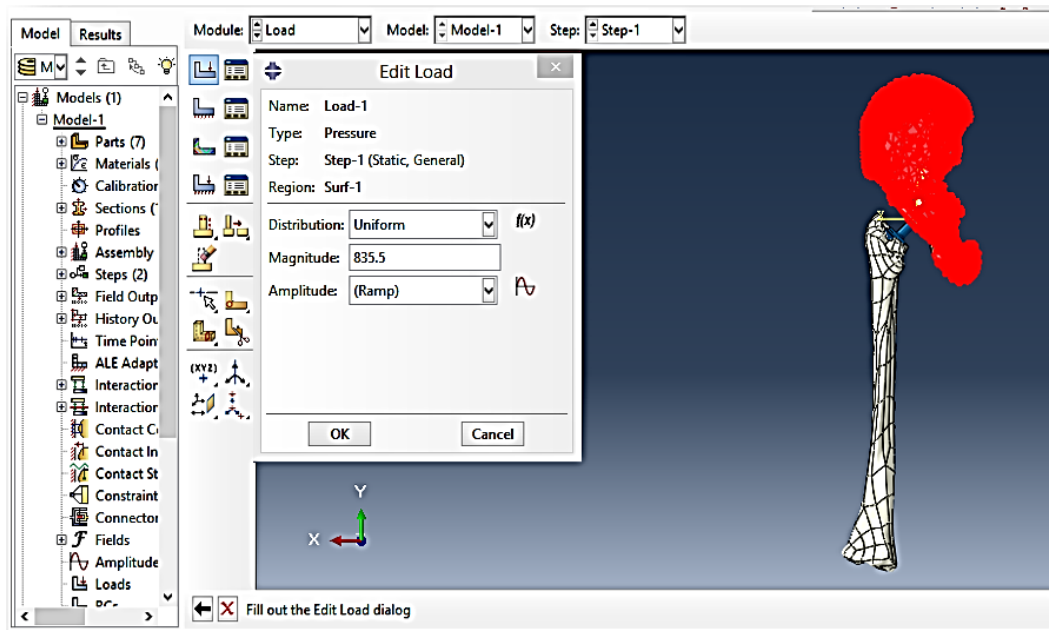


Fig.(III.18) :Paramètre de la charge

F.1.2. L'application des conditions aux limites :

Ensuite l'étape de **Load**, nous cliquons sur la première icône pour déterminer où nous appliquons la force ;

-Conditions aux limites: cliquez sur "**create BC**" pour que la fenêtre si dessous apparaisse :
« **Step** » doit être « **initial** ».

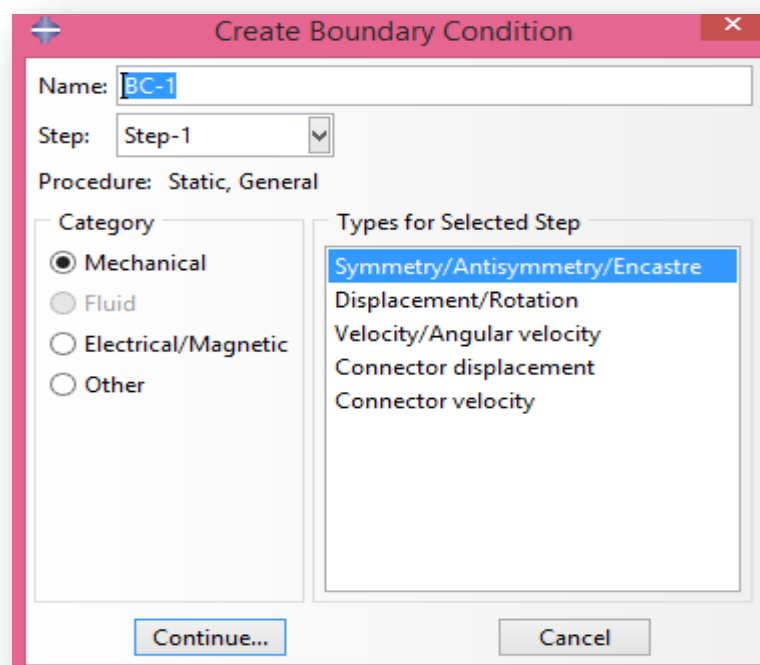


Fig.(III.19) :les conditions limites

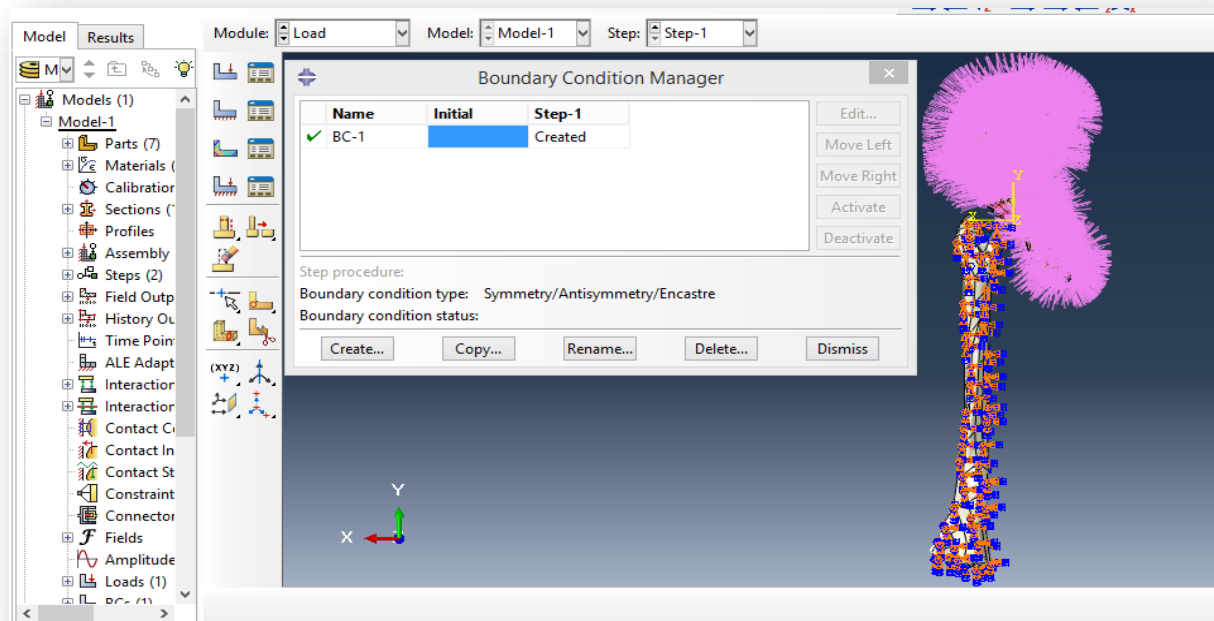


Fig.(III.20) :L'encastrement du pièce

G.1. Module « Mesh » (Mallaige)

Notre maillage se fait en 3 étapes suivantes

G.1.A. « Seed Part » c'est lui qui définit la taille des éléments dans notre pièce

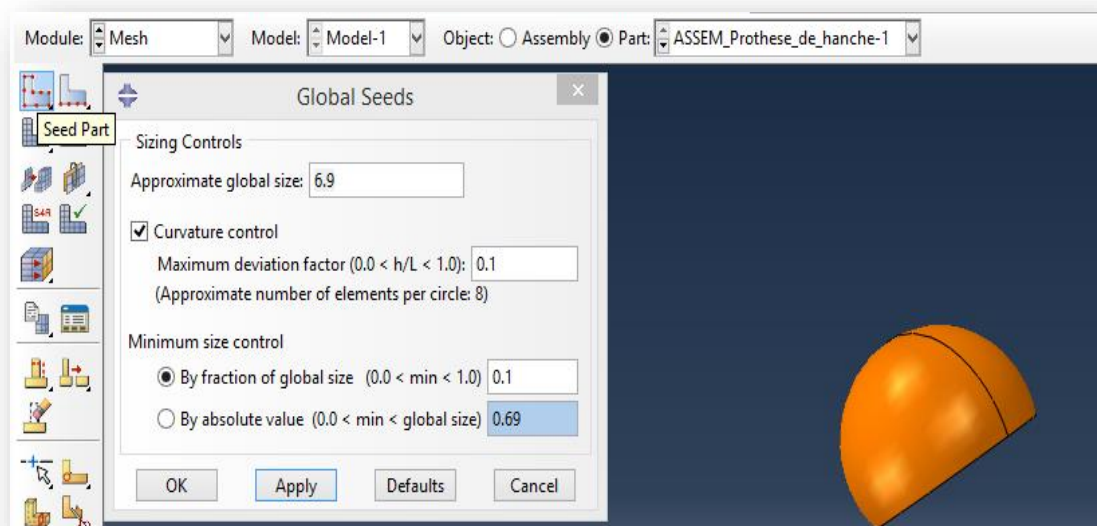


Fig.(III.21) :Paramètre de Mesh

G.1.B. choix de Mesh contrôle :

Pour le comportement étudié, nous avons utilisé des éléments trièdres.

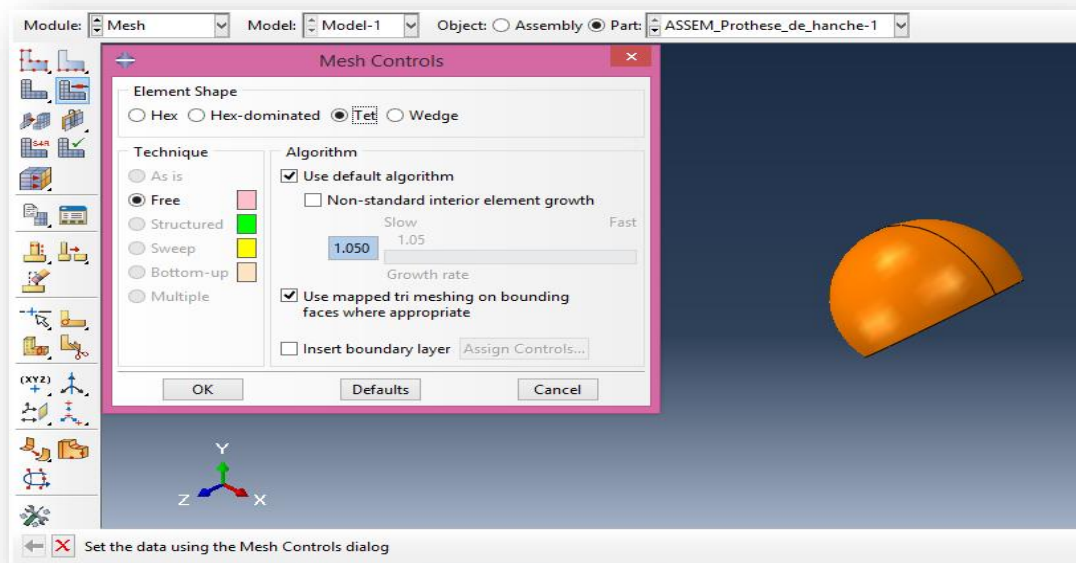
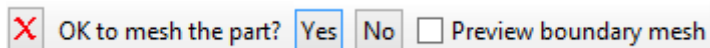


Fig.(III.22) :Le contrôle de Mesh

G.1.C. Cliquez « Mesh Part »

Cliquez sur «Yes » On utilisant la même méthode pour appliquer le maillage sur les autres 5 pièces du modèle

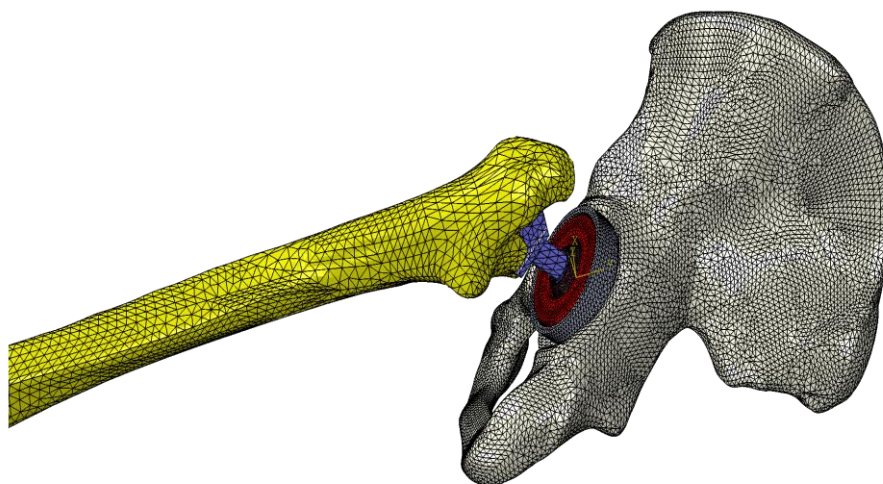


Fig.(III.23) :maillage d'Assemblage

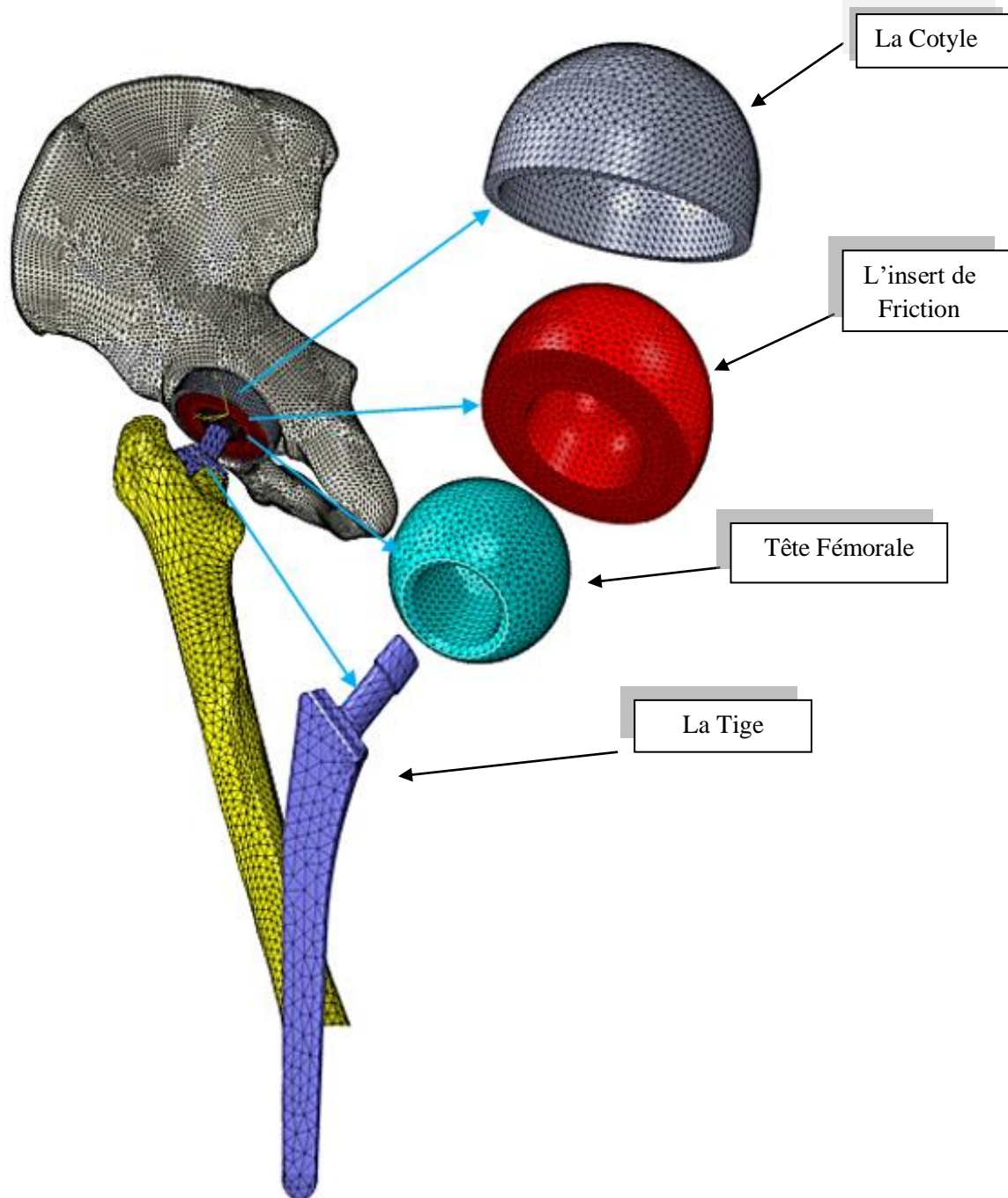




Fig.(III.23) :maillage d'Assemblage

H.1. Module « Job »

C'est la dernière étape dans laquelle on trouve  une fenêtre dans laquelle nous avons changé le nom du modèle et appuyez sur continue puis **ok**. Après, on va cliquer sur l'icône  "**creat job**", la fenêtre suivante apparaît à cliquer sur «**continue**», la fenêtre suivante apparaît cliquer sur "**OK**" laissez les paramètres par défaut. Pour effectuer l'analyse cliquer sur le "**job manager**" et la fenêtre suivante apparaîtra.

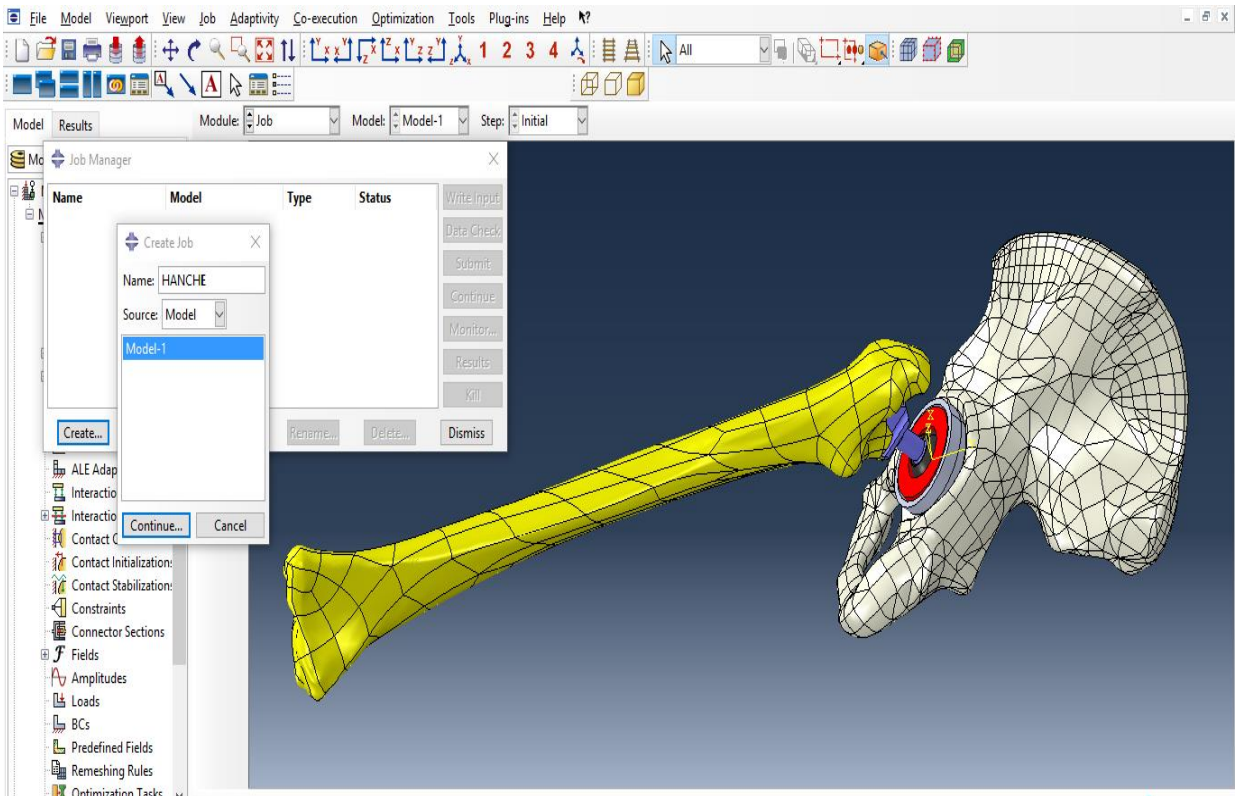


Fig.(III.24) : module « Job »

H.2. Exécution de simulation et résultats :

- Cliquez sur "**submit**" et Abaqus entamera l'analyse. Quand le terme "**completed**" apparaîtra dans sous "**status**", votre analyse est fini ;
- Cliquez sur "**results**" pour visualiser vos résultats ;
- Nous cliquons su **Submit** et nous attendons l'apparition de trois messages de réussite ;
- Nous avons cliqués sur **Résultat** et le résultat apparaîtra.

III.3.SOLISWORKS (logiciel de conception)

Le logiciel de CAO SolidWorks® est une application de conception mécanique 3D paramétrique qui permet aux concepteurs d'esquisser rapidement des idées, d'expérimenter .

des fonctions et des cotes afin de produire des modèles et des mises en plan précises.[2]



Fig.(III.25) :Interface SOLIDWORKS 2016

III.3.1.Les matériaux utilisés et leur Propriétés

Matériaux	Coefficient de poisson	Module de Young (MPa)
Céramique (Alumine)	0.22	370000
Métal	0.31	203000
La Os	0.30	168100

Tableau(III.3) : Les Propriétés de chaque matériau utilisé

III.3.2. Définition de la pièce "Cotyle"

Cette pièce s'insère dans la cavité sphérique fraisée dans le bassin. Elle est composée :

- D'une demi sphère creuse dont le diamètre extérieur est celui de la cavité du bassin,
- D'une collerette cylindrique.

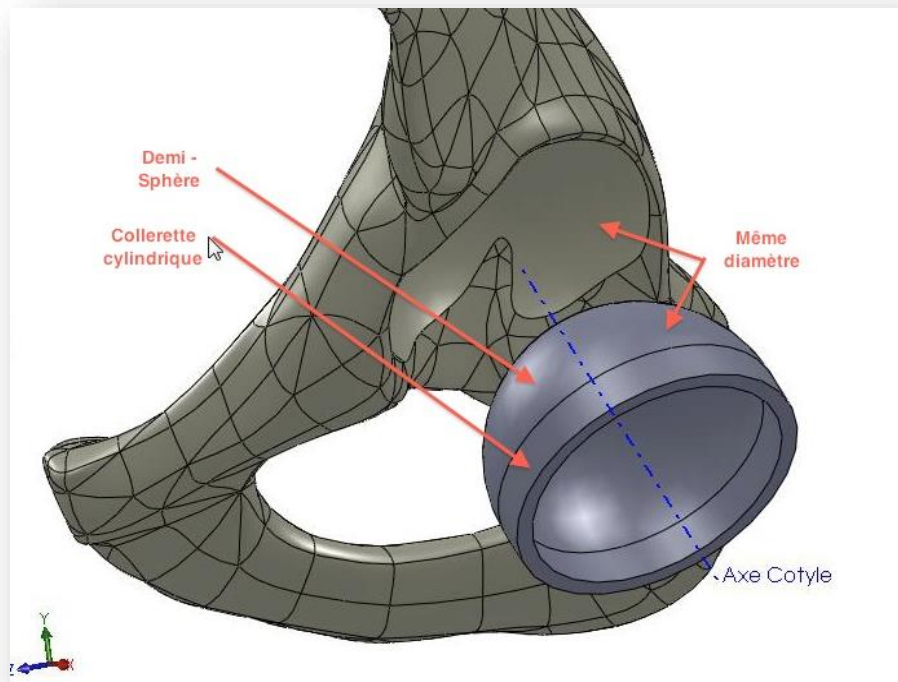


Fig.(III.26) :l'énorme d'emplacement d'une cotyle

Pour dessine notre modèle il fault suivez les étapes suivantes :

- Commencez par cliquer sur "Fichier", puis sélectionnez "Nouveau".
- Une nouvelle fenêtre apparaîtra, parmi les modèles par défaut fournis par SOLIDWORKS, nous sélectionnerons "Part" et cliquerons sur "Ok".
- Une fois la toile vierge ouverte, nous allons commencer à la modifier.

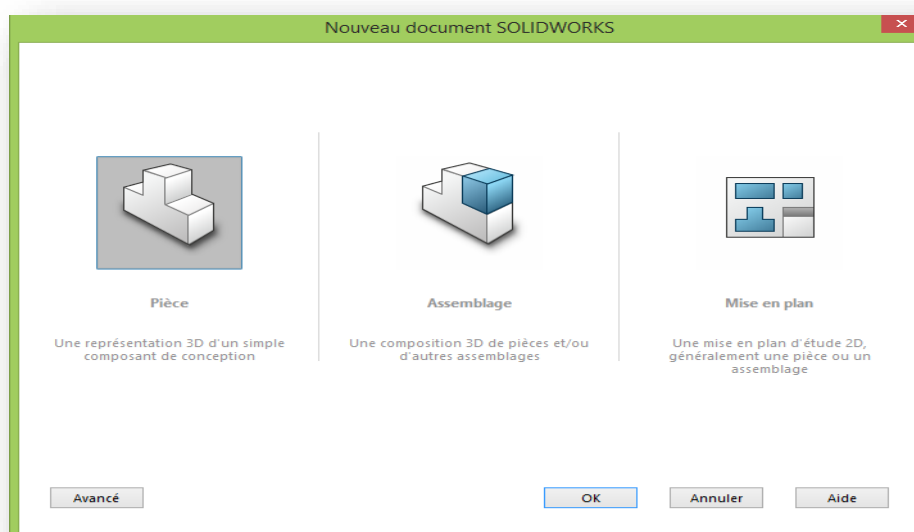


Fig.(III.27) : Création du modèle

III.3.3. Dessin de L'insert de friction

Cette pièce s'insère dans la cavité sphérique du cotyle. Elle est composée :

- D'une demi sphère creuse dont le diamètre extérieur est celui de l'intérieur du cotyle,
- D'une portée cylindrique.

Réaliser la pièce "Insert Mobile", en réalisant l'esquisse ci-contre, et une fonction de révolution :

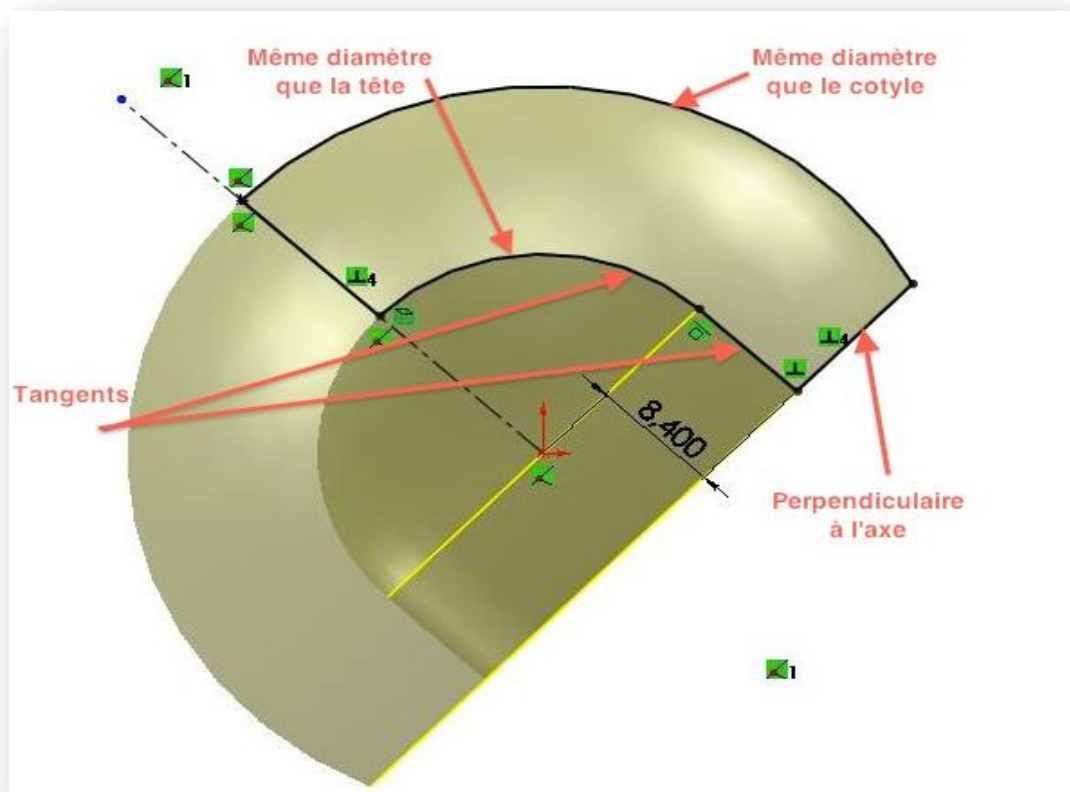
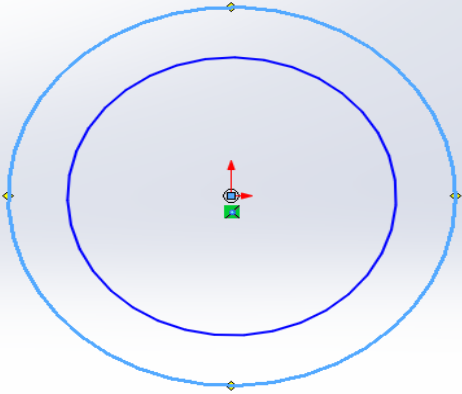
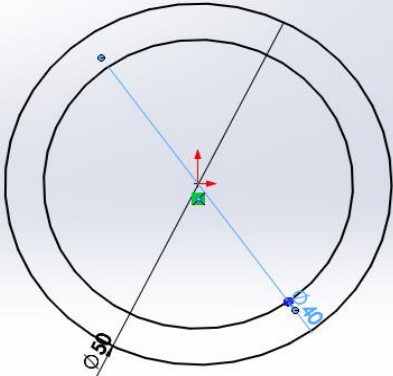
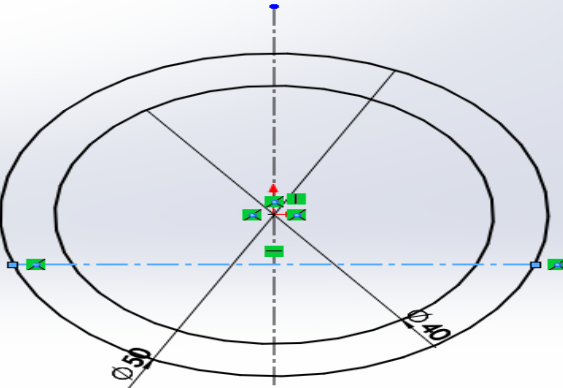
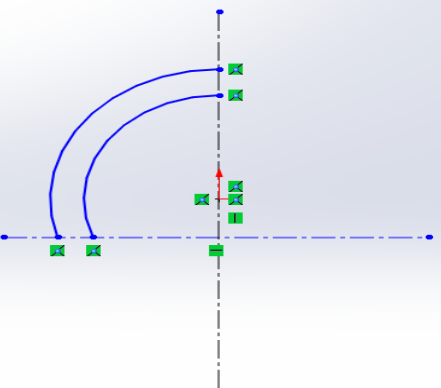
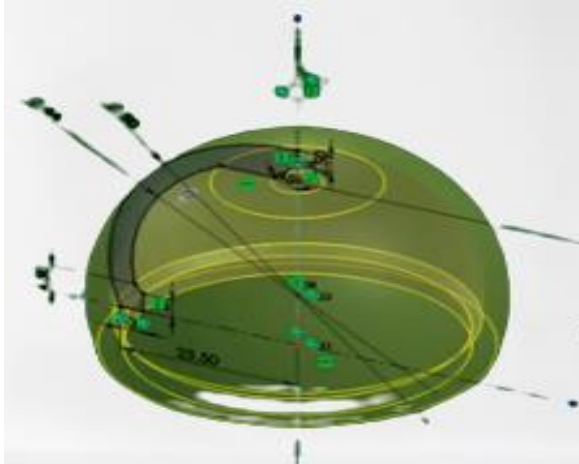



Fig.(III.28) : Les conditions dimensionnels d'insert de friction.

III.3.4.Création de La Cotyle

Voilà les étapes pour créer une Cotyle sur Solidworks

	
<p>Dessin des deux cercles</p>	<p>Redimensionnement des diamètres</p>
	
<p>Application des dimensions</p>	<p>L'enlève des Appendices</p>
	
<p>Modèle de La Cotyle</p>	<p>La Cotyle complète</p>

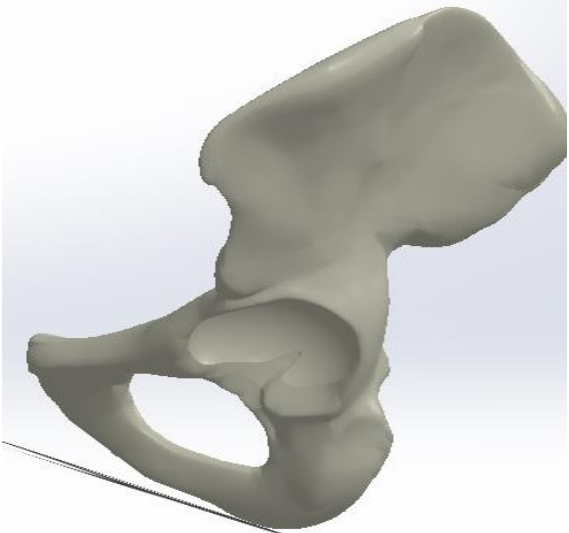
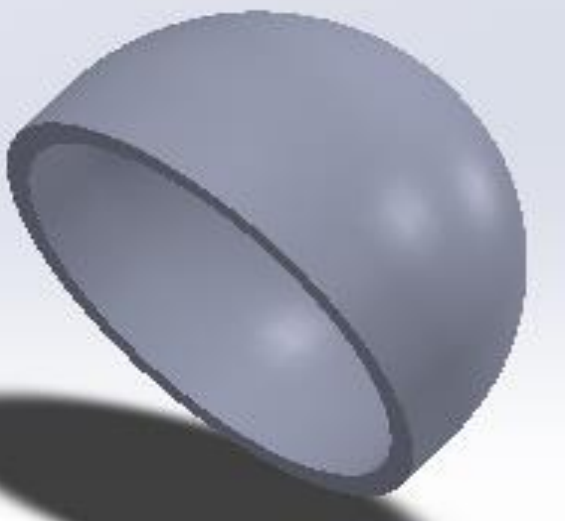
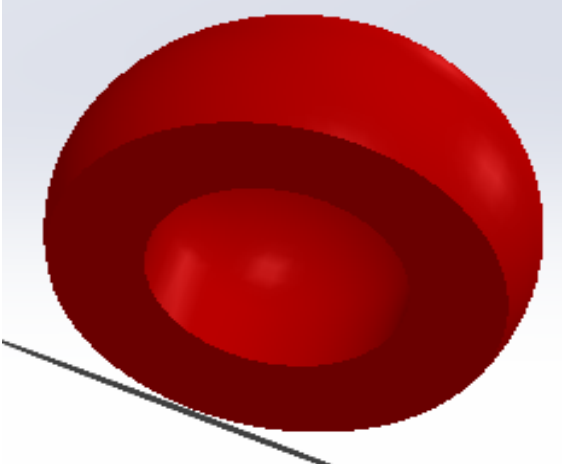
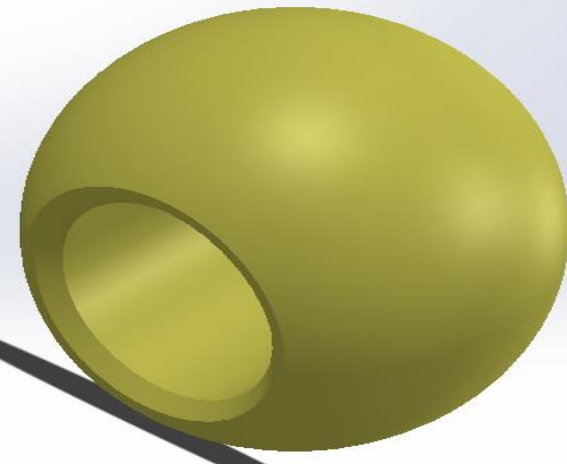
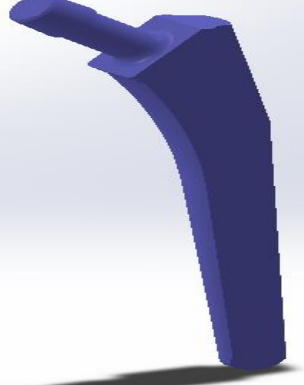

Tableau(III.4) :Les étapes de création du Cotyle

On utilisant la même méthode nous avons créé les autres 5 pièces du modèle, en cliquant sur



Pièce

et on commence :

	
<p>Le Bassin</p>	<p>La Cotyle</p>
	
<p>Insert de Friction</p>	<p>Tête Fémorale</p>
	
<p>La Tige</p>	<p>Fémure</p>

Tableau(III.5) :les pièces séparant de la prothèse à hanche

Après La création des pièces on passe a l'étape d'assemblage

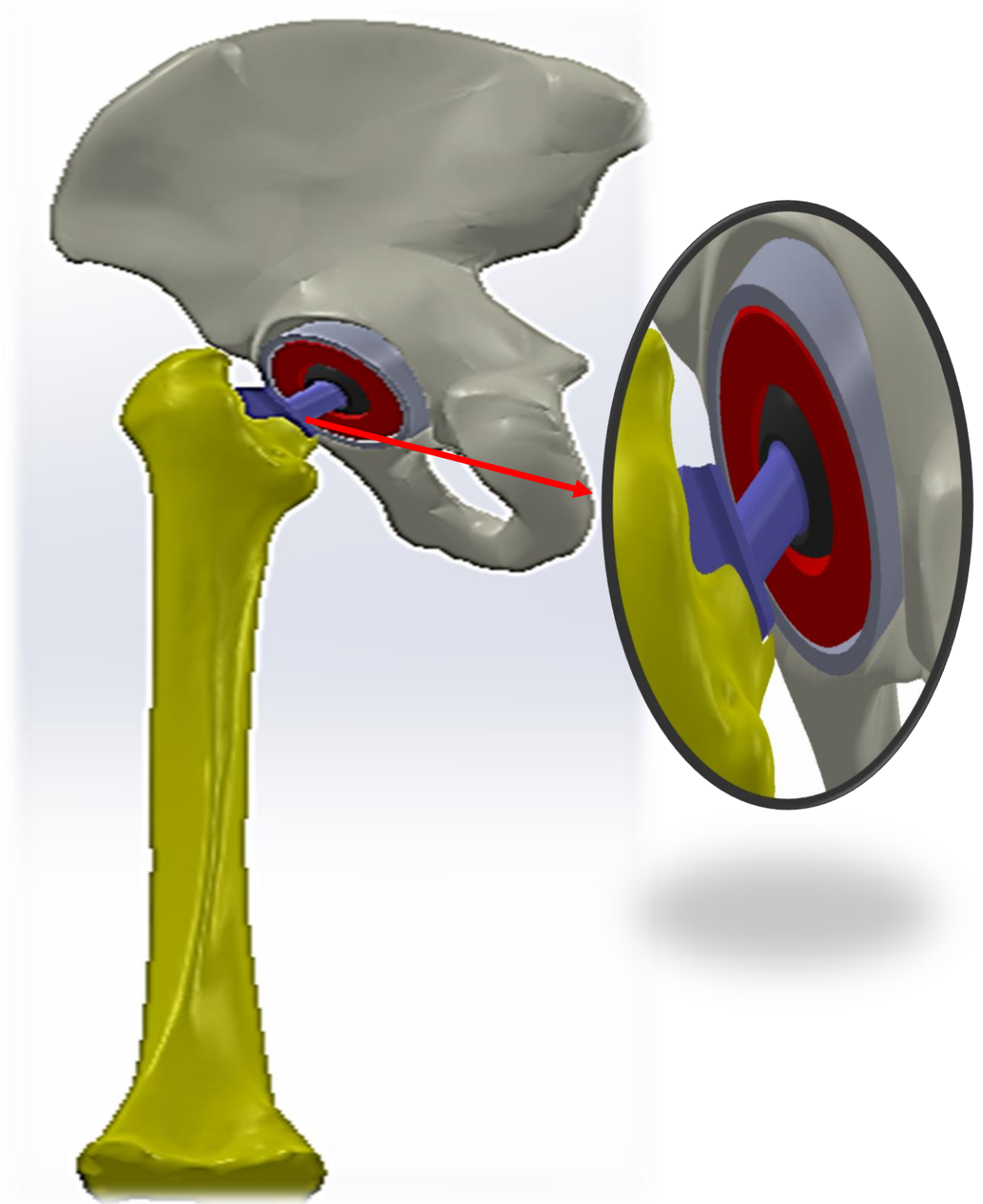


Fig.(III.29) : L'assemblage des Pièces

III.3.5. L'interaction

<p>Sélectionner le 1 er Plan (plan de face)</p>	<p>Renommer La pièce</p>	<p>Créer une ligne de construction</p>
<p>Axe partant de l'origine</p>	<p>Un Cercle centré sur l'origine</p>	<p>L'ajout des relations</p>
<p>Les relations « Coradiale »</p>	<p>Le Cercle est complètement Contraint</p>	<p>L'application de la Côte au Cercle</p>

Tableau(III.6) : contacte(L'interaction)

III.3.5.1. L'application de la Charge

Pour se rapprocher des résultats idéaux, les autres contacts surfacique (Contacte Fémur et la Tige...) doivent être négligés car notre étude doit être dirigée vers la partie qui nous intéresse, et ainsi nous vous expliquons les parties utilisées pour appliquer les forces .

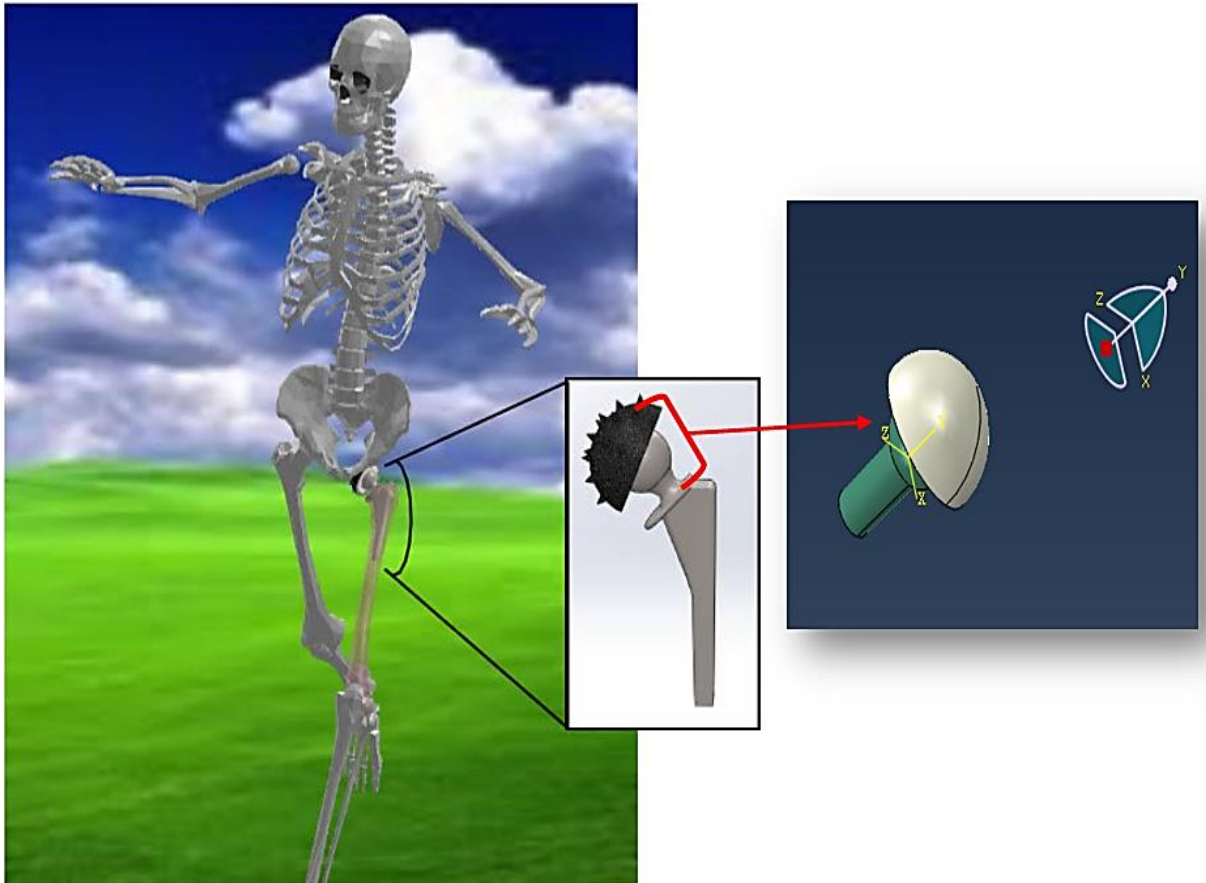
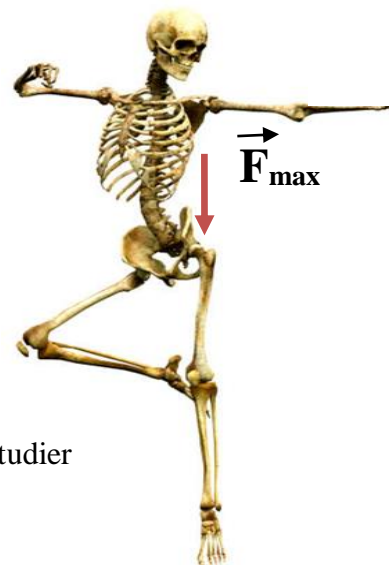


Fig.(III.30) : La Partie Utile

Nous avons appliqué une force de 85 kg un poids idéal pour un adulte auquel il correspond 835.5KN dans tous les modèles Dans cette partie de notre travail, on a présenté les résultats d'une simulation de prothèse de hanche.



Fig(III.31) : La position étudiée

III.4.Présentation des Résultats de Simulation ABAQUS

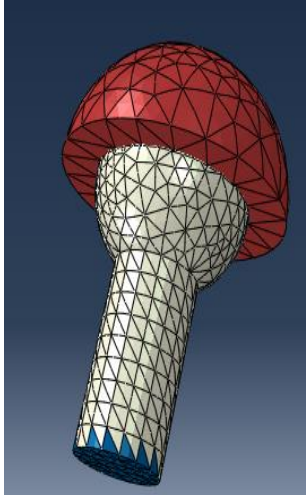
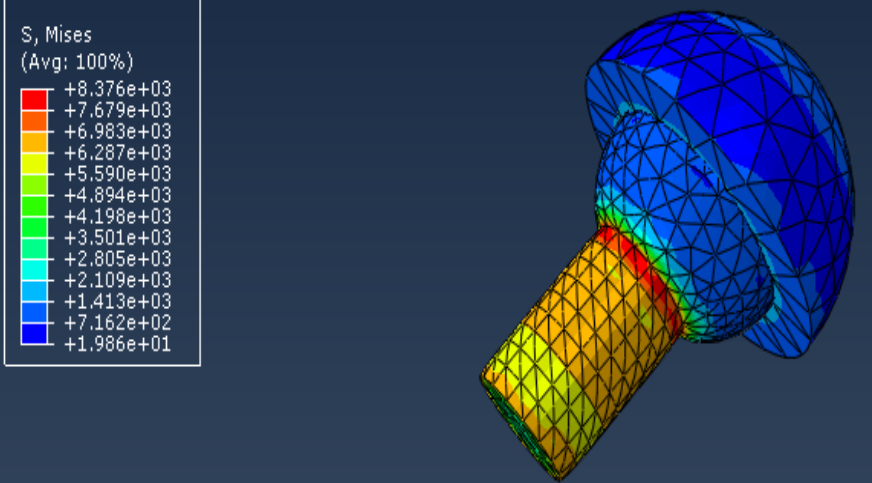
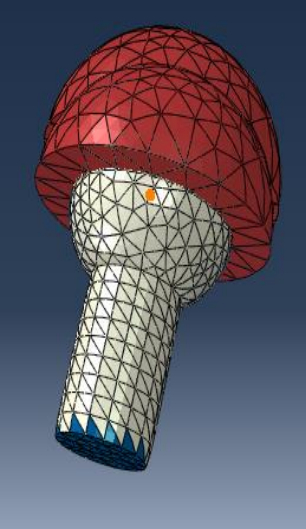
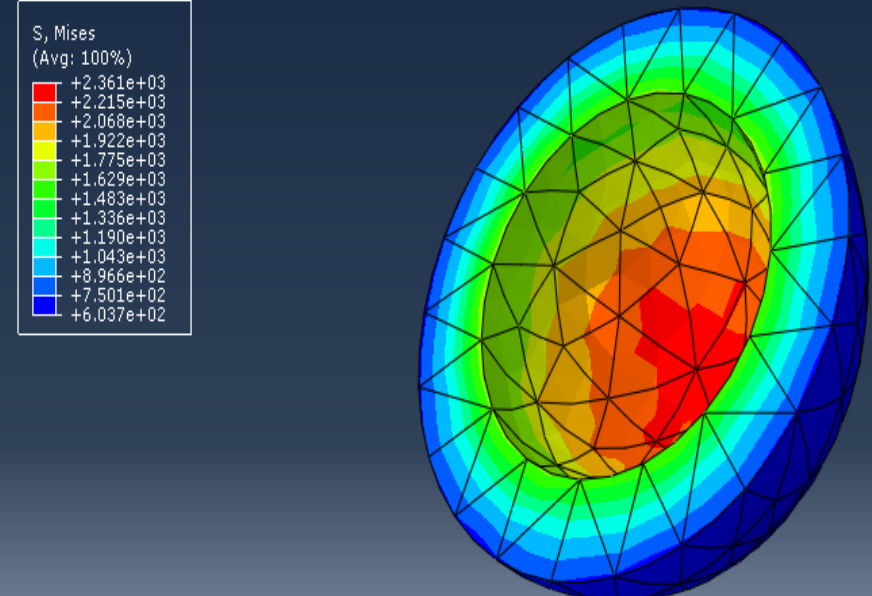
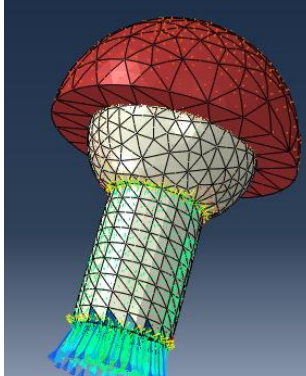
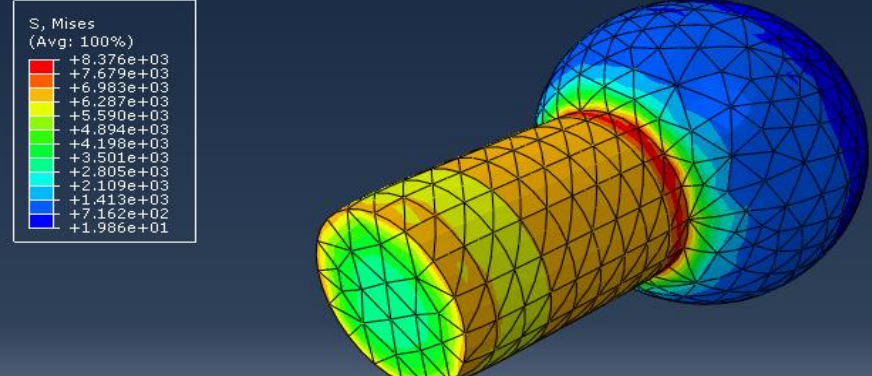
État Initiale	Résultats
	
<p data-bbox="311 873 502 907">Déformation</p> 	
	

Tableau (III.7) :Résultat de simulation dans Cupule-Tige ABAQUS

III.5. Présentation des Résultats de simulation SOLIDWORKS


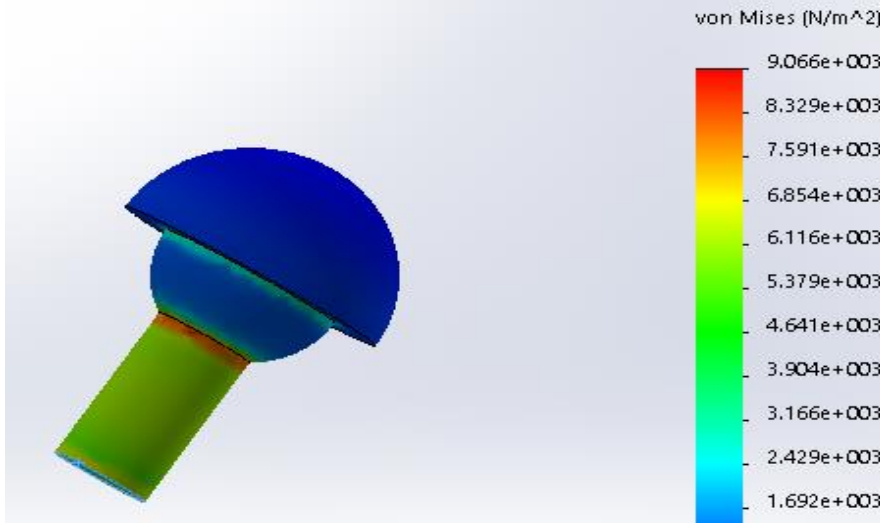

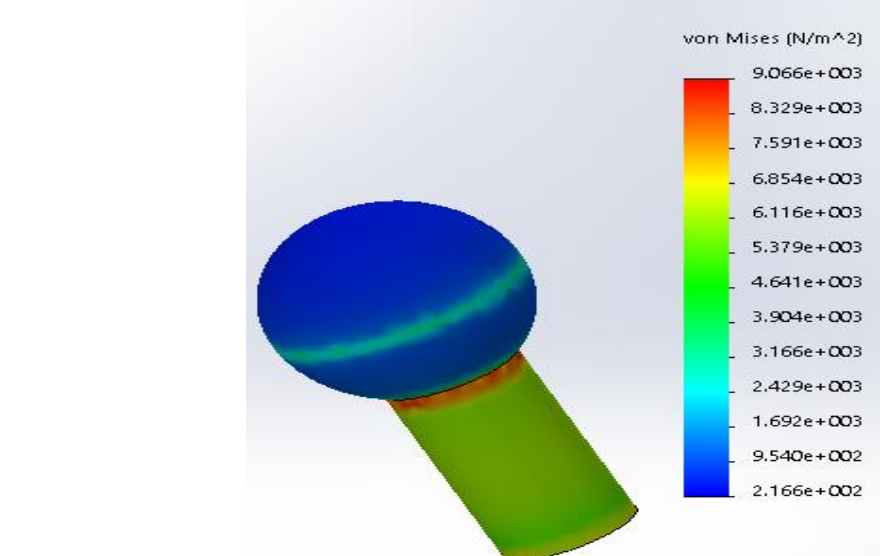
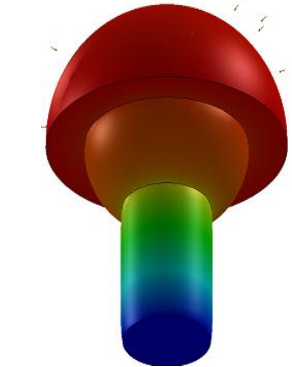
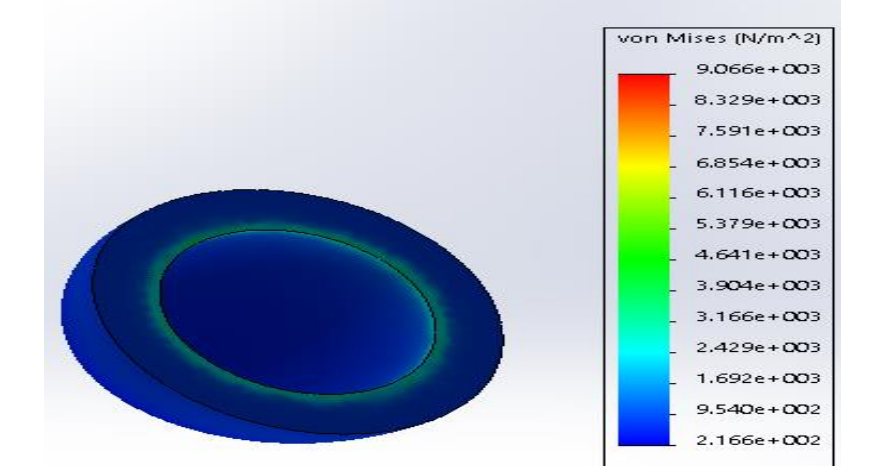
État Unitaire	Résultat en 3D
	
<p data-bbox="316 965 528 1003">Déformation</p> 	
	

Tableau (III.8) :Résultat de simulation dans Cupule-Tige(SOLIDWORKS)

III.6 Discussion**III.6.1. Comparaison entre les Résultats des deux logiciel (ABAQUS & SOLIDWORKS)**

Après avoir recueilli les résultats de l'expérience appliquée sur la Prothèse à hanche, Nous obtenons des résultats spécifiques pour chaque logiciel, à partir desquels nous dégageons les différences ou les similitudes entre les deux logiciels.

Nous montrons également les limites que la pièce peut atteindre après l'application d'une certaine force de pression, soit 835.5 KN ? etc'est ce que nous allons étudier à travers la suite.

III.6.2. COMPARAISON VISUELLE

Notre comparaison visuelle est basée sur certaines bases, à savoir la précision de la définition des zones affectées par des couleurs attribuées à différentes intensités, ainsi que la division de la pièce (Prothèse à Hanche) avec la gradation spécifiée, ce qui améliore l'analyse visuelle.

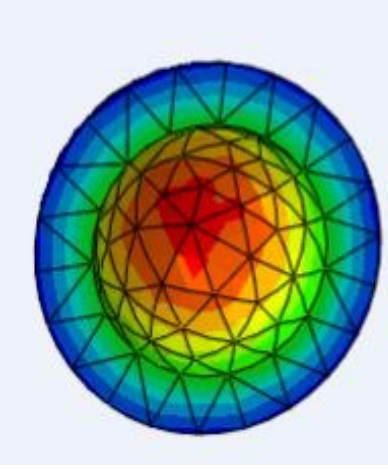
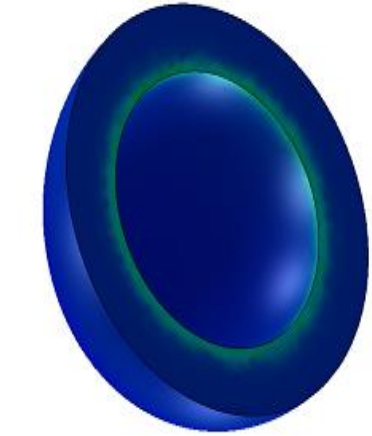
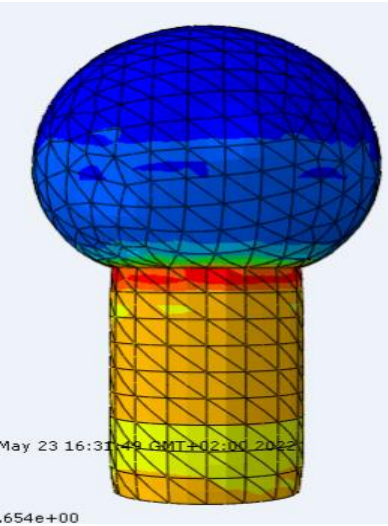
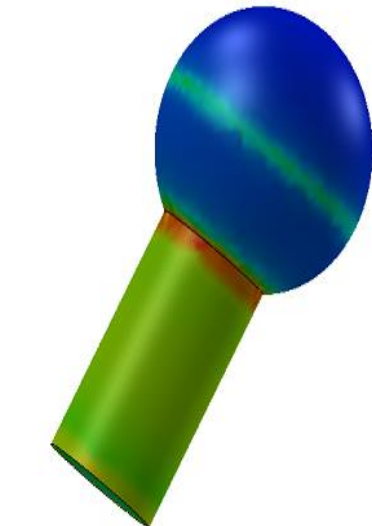
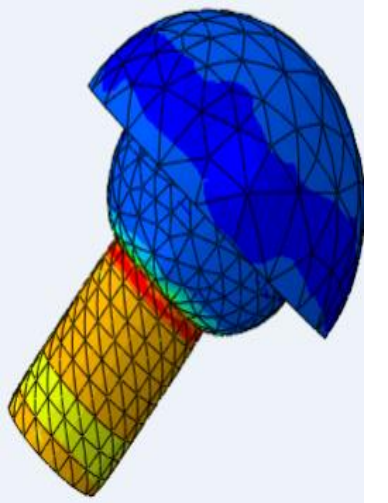
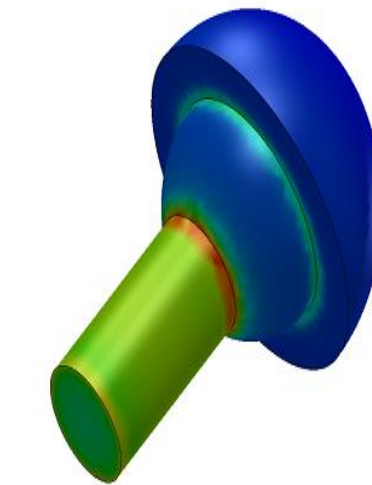
Logiciel Pièce	ABAQUS CAE	SOLIDWORKS
Cotyle		
La Tige		
Assemblage		

Tableau (III.9) :comparaison visuelle

Le tableau ci-dessous montre les pièces séparant et assembler après l'application de la charge sur les deux logiciels.

On observe que l'intensité de la force dans l'ABAQUS est Plus claire, fragmentée et mieux détaillée que les résultats visuels du SOLIDWORKS.

III.6.3.COMPARAISON STATIQUE

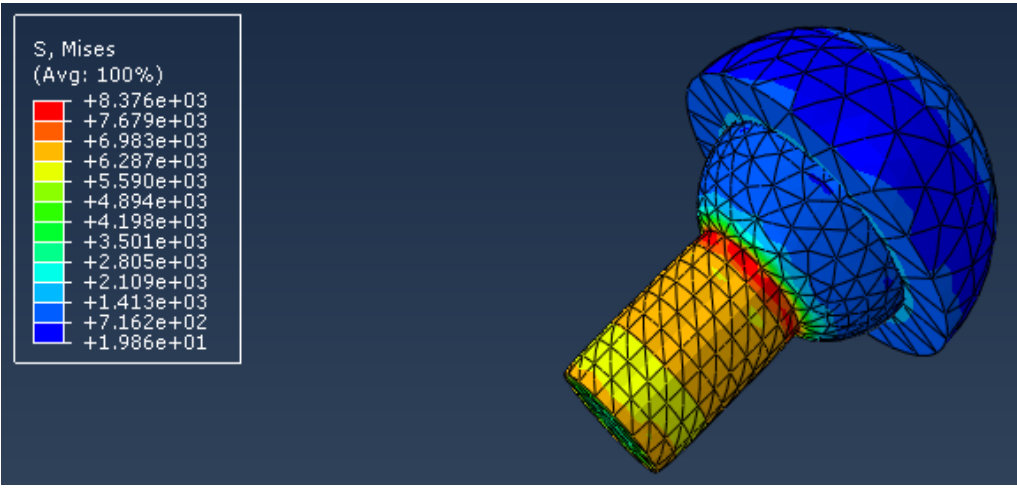
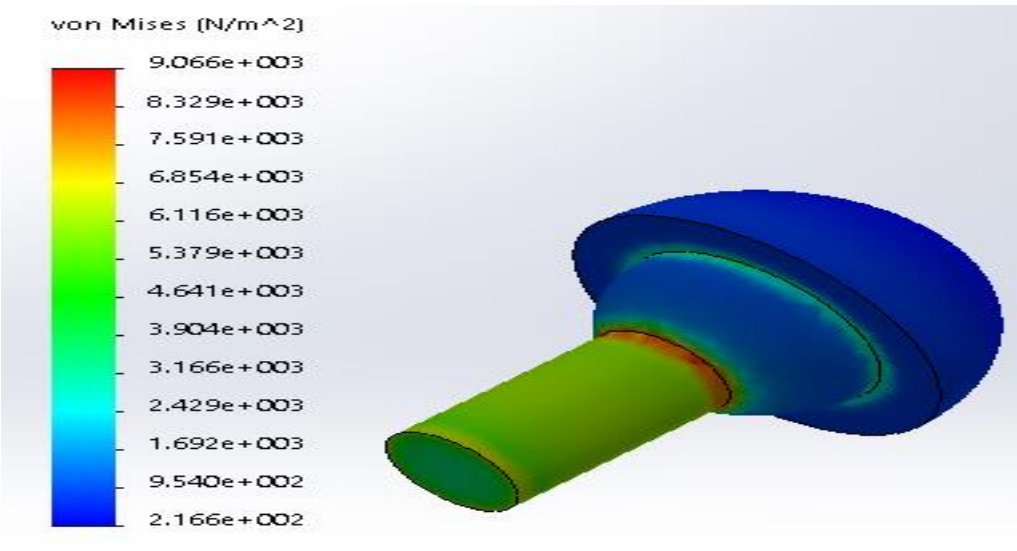
LOGICIEL	La Structure
<p style="text-align: center;">ABAQUS</p>	
<p style="text-align: center;">SOLIDWORKS</p>	

Tableau (III.10) :COMPARAISON STATIQUE

Ce tableau ci-dessus nous montre notre pièce dans chaque logiciel séparément , ainsi que les résultats pour chacun d'eux, sachant que les conditions sont les mêmes dans les deux cas, et il nous montre également le résultat de référence sur lequel nous nous appuyerons dans notre comparaison .

Nous constatons que les résultats de notre expérience dans les deux programmes sont très similaires, ce qui nous rapproche de l'obtention de résultats idéaux et réalistes .

III.6.4. COMPARAISON GRAPHIQUE

Cette comparaison contribue à construire un résultat précis mettant en évidence la différence à travers la courbe graphique des résultats des deux programmes.

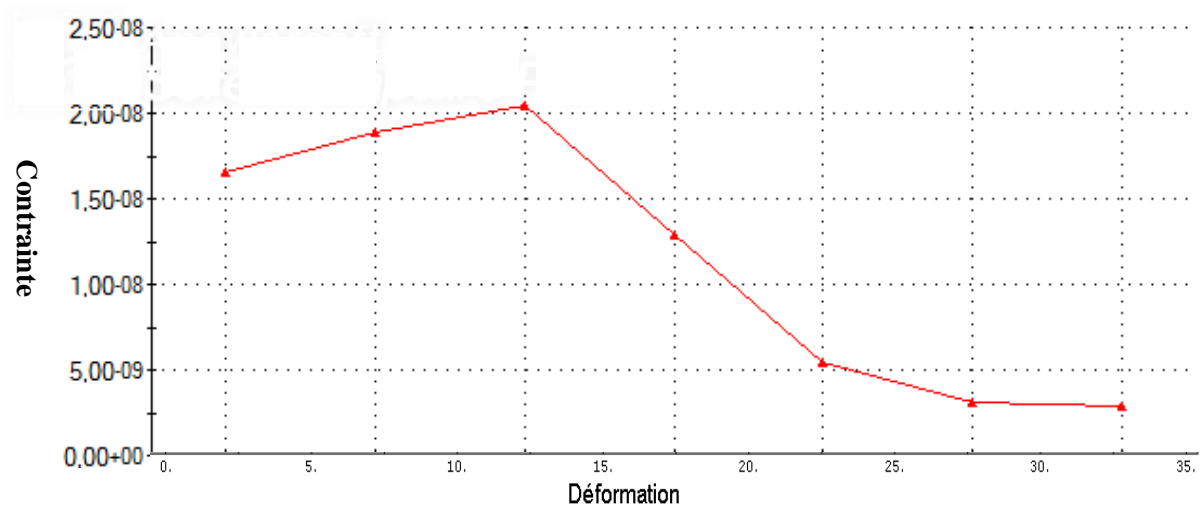


Fig.(III.32) : Courbe de contrainte - déformation sur SOLIDWORKS

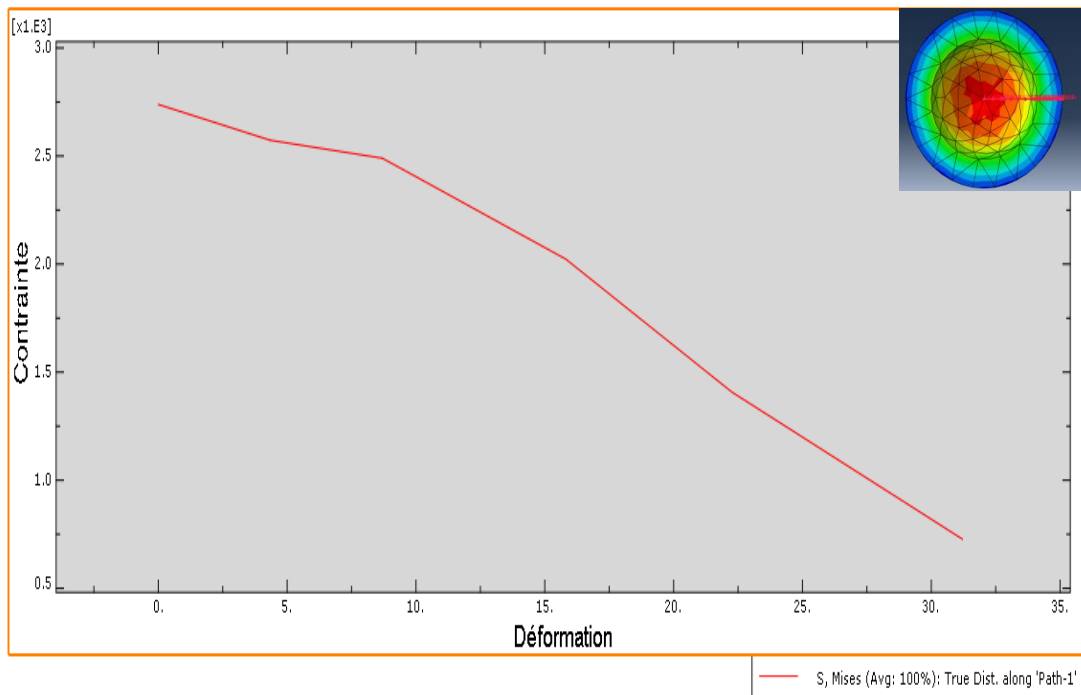


Fig.(III.33) : Courbe de Contrainte - déformation sur ABAQUS

Les deux courbes représentent les valeurs résultantes des contraintes sur la pièce (PTH) pour les deux logiciels ABAQUS et SOLIDWORKS.

On remarque que les deux énoncés sont relativement similaires, sachant qu'on a choisi les mêmes points de façon linéaire, Cela confirme les similitudes entre les résultats des deux programmes.

III.7.Distribution des contraintes σ_{xx}

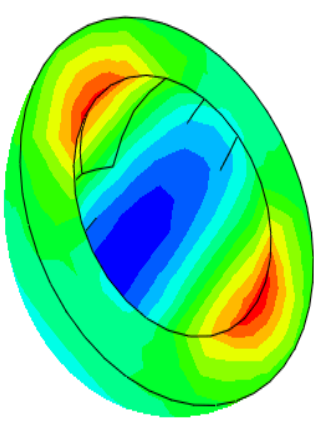
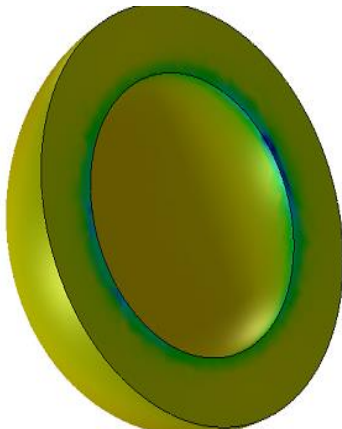
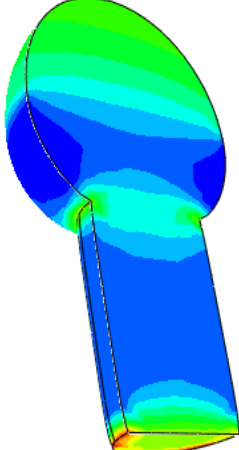
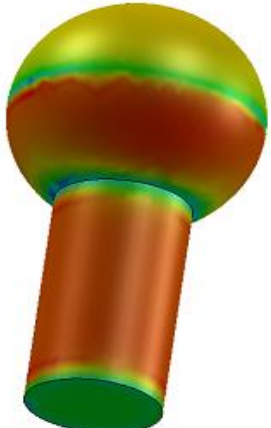
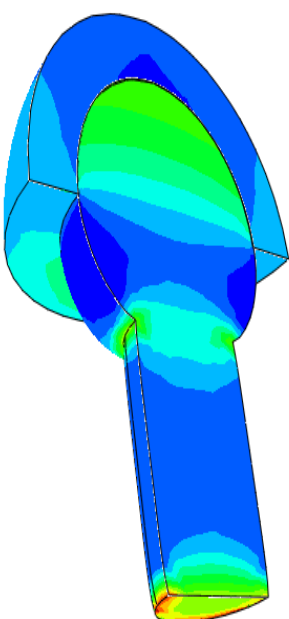
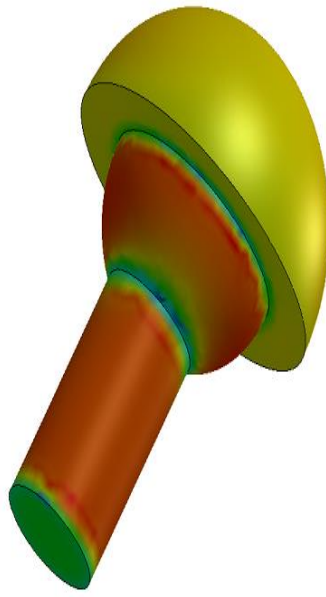
La Pièce		ABAQUS	N/m ²		SOLIDWORKS	N/m ²
La Cotyle	σ_{xx}		σ_{max}	σ_{11}		σ_{max}
			+3.144			σ_{min}
			-1.775			-1.385
La Tige	σ_{xx}		σ_{max}	σ_{xx}		σ_{max}
			+5.865			σ_{min}
			-4.270			-3.978
La Pièce	σ_{xx}		σ_{max}	σ_{xx}		σ_{max}
			+5.865			σ_{min}
			-4.270			+2.166

Tableau (III.11) : les contraintes σ_{xx}

III.8.Distribution des contraintes σ_{yy} dans chaque pièces

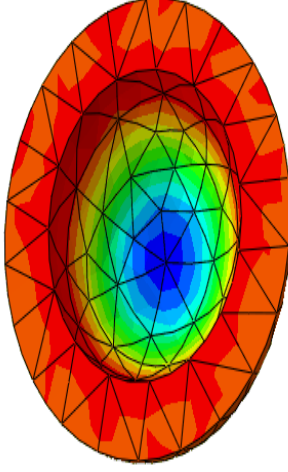
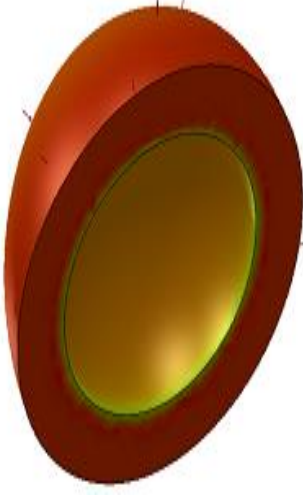
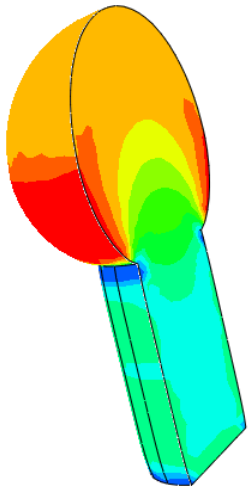
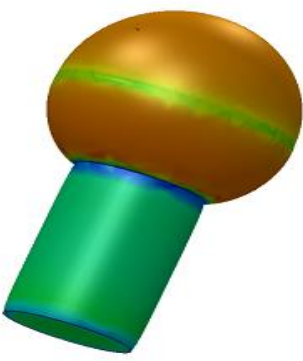
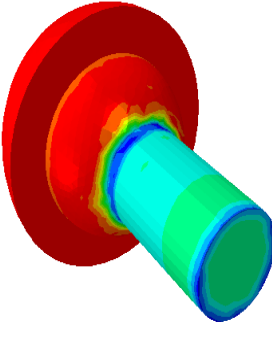
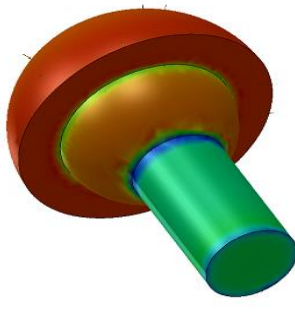
La Pièce		ABAQUS	N/m ²		SOLIDWORKS	N/m ²
La Cotyle	σ_{yy}		σ_{max}	σ_{yy}		σ_{max}
			+1.999			+1.485
			σ_{min}			σ_{min}
			-2.042			-1.974
La Tige	σ_{yy}		σ_{max}	σ_{yy}		σ_{max}
			-8.885			-7.658
			σ_{min}			σ_{min}
			-9.542			-8.987
La Pièce	σ_{yy}		σ_{max}	σ_{yy}		σ_{max}
			+1.999			+6.016
			σ_{min}			σ_{min}
			-9.542			-9.855

Tableau (III.12) : contraintes Suivant σ_{yy}

III.9. Distribution des contraintes σ_{zz}

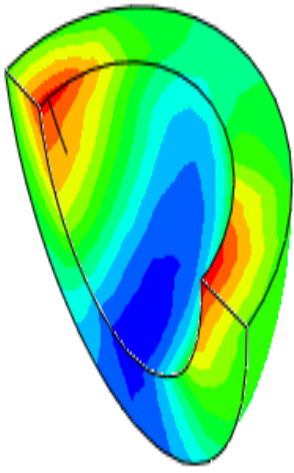
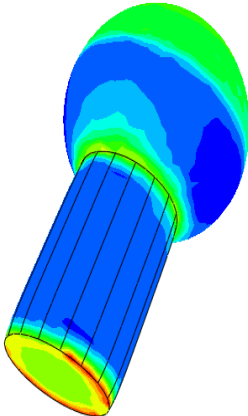
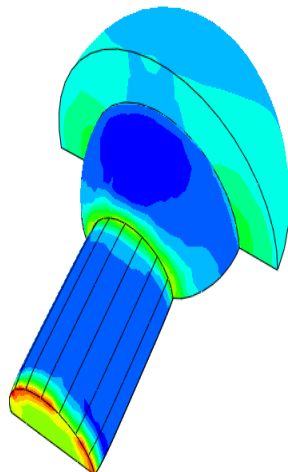
La Pièce		ABAQUS	N/m ²	SOLIDWORKS	N/m ²
La Cotyle	σ_{zz}		σ_{max}	σ_{zz}	σ_{max}
			+3.039		+2.802
			σ_{min}		σ_{min}
			-1.730		-1.030
La Tige	σ_{zz}		σ_{max}	σ_{zz}	σ_{max}
			+7.470		+6.874
			σ_{min}		σ_{min}
			-4.317		-3.602
La Pièce	σ_{zz}		σ_{max}	σ_{zz}	σ_{max}
			+7.470		3.702
			σ_{min}		σ_{min}
			-4.317		-3.703

Tableau (III.13) : contraintes σ_{zz}

III.10. Déplacement suivant L'axe X

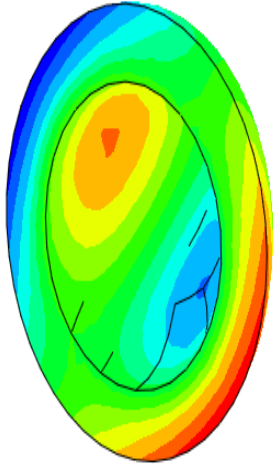
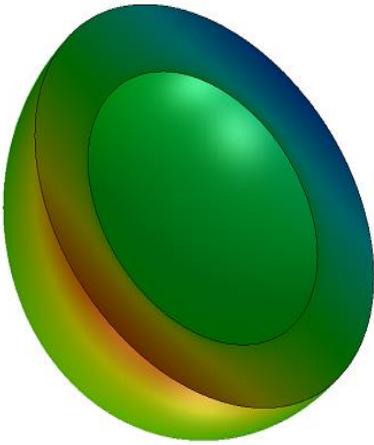
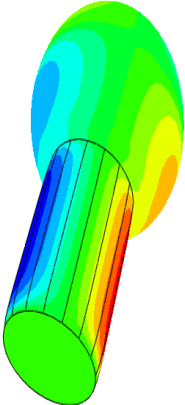
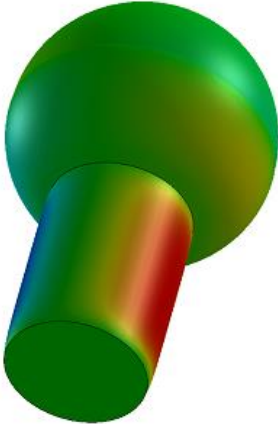
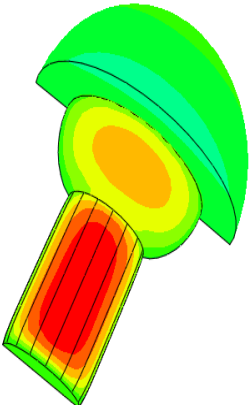
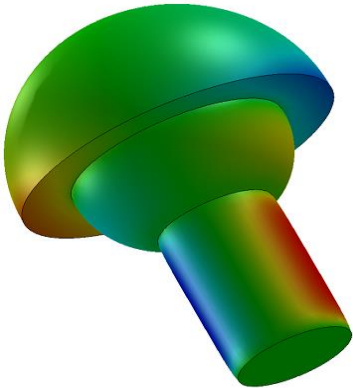
La Pièce		ABAQUS	$U_x(\text{mm}) \cdot 10^{-2}$	SOLIDWORKS	$U_x(\text{mm}) \cdot 10^{-8}$
La Cotyle	U1		U_{\max} +2.013		U_{\max} +2.118
			U_{\min} -1.717		U_{\min} -1.071
La Tige	U1		U_{\max} +7.509		U_{\max} +4.244
			U_{\min} -7.381		U_{\min} -3.196
Pièce Complète	U1		U_{\max} +7.509		U_{\max} 6.370
			U_{\min} -7.381		U_{\min} -6.385

Tableau (III.14) : Déplacement suivant L'axe X

III.11. Déplacement suivant L'axe Y

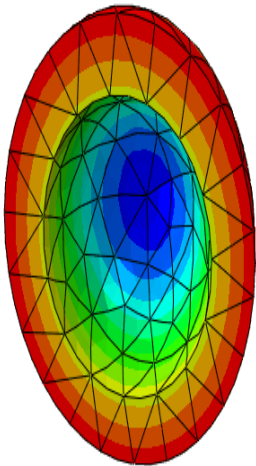
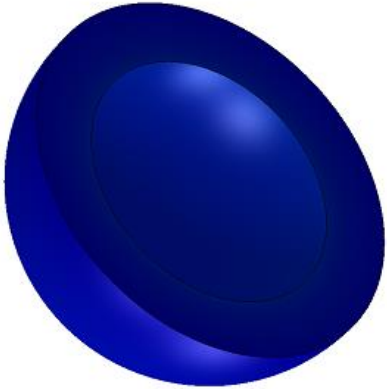
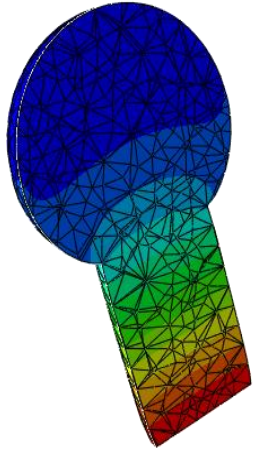
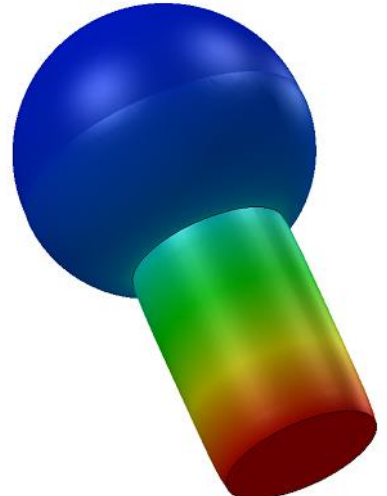
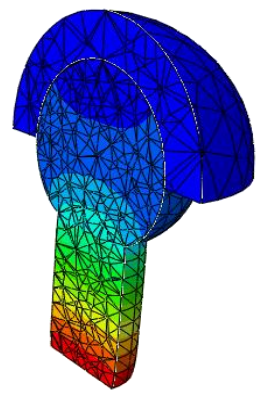
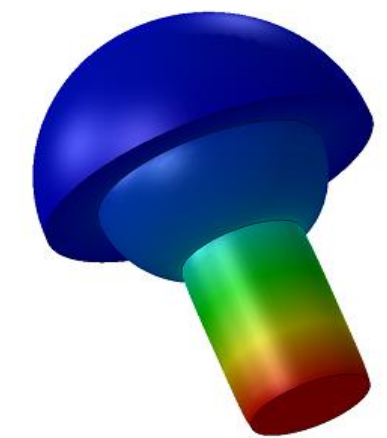
La Pièce		ABAQUS	$N/m^2 \cdot 10^{-2}$	SOLIDWORKS	$U_y (mm \cdot 10^{-8})$
La Cotyle	U2		U max -1.115		U max -1.035
			U min -1.172		U min -0.972
La Tige	U2		U max +0.000		U max +0.000
			U min -1.114		U min -1.100
Pièce Complète	U2		U max +0.000		U max +0.000
			U min -1.172		U min -1.153

Tableau (III.15) : Déplacement suivant L'axe Y

III.12. Déplacement suivant L'axe Z

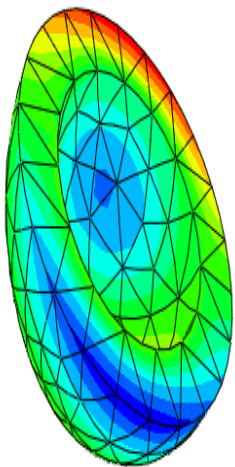
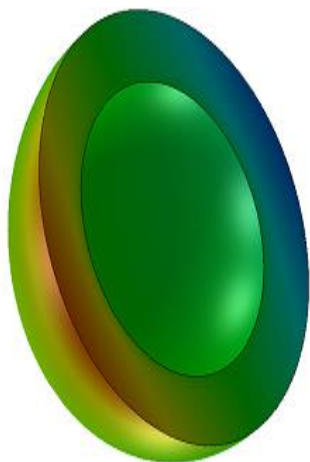
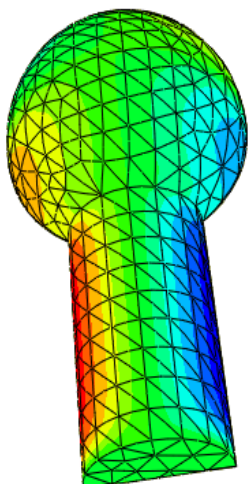
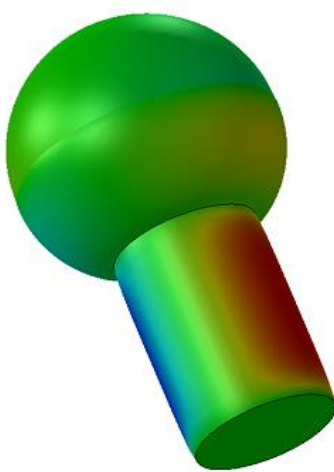
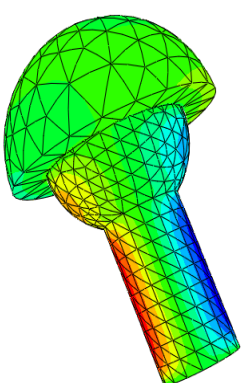
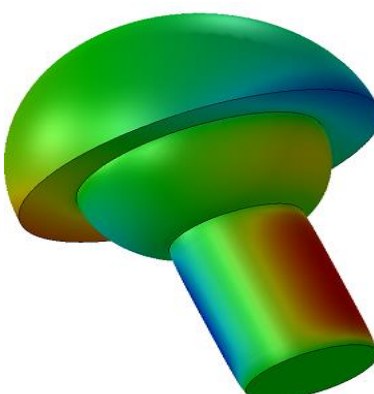
La Pièce		ABAQUS	U_z (mm*10 ⁻⁸)	SOLIDWORKS	U_z (mm*10 ⁻⁸)
La Cotyle	U3		U max +1.702		U max +1.297
			U min -1.990		U min -1.212
La Tige	U3		U max +7.380		U max +5.370
			U min -7.512		U min -5.795
Pièce Complète	U3		U max +7.380		U max +6.389
			U min -7.512		U min -6.386

Tableau (III.16) :Déplacement suivant L'axe Z

III.13. Déformation Minimale

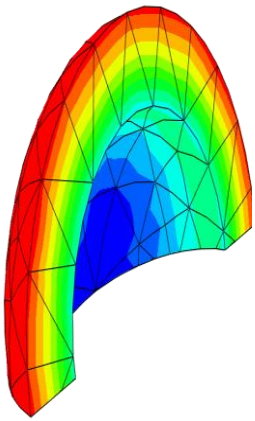
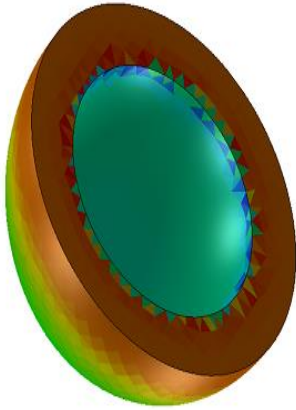
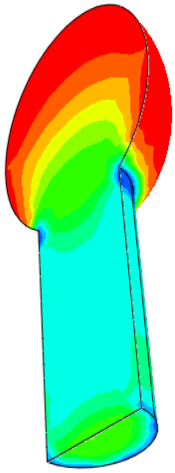
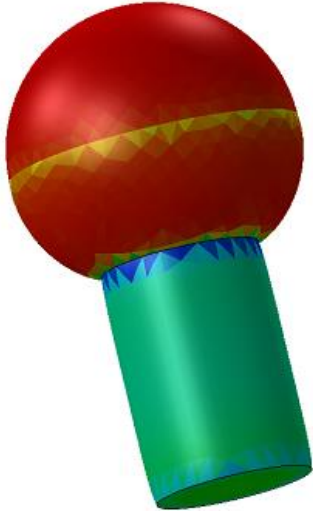
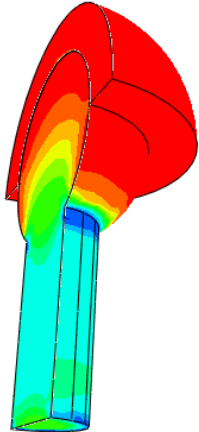
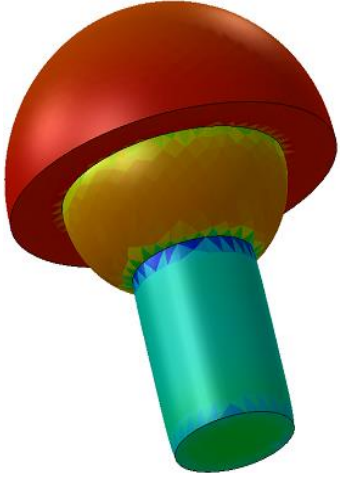
La Pièce		ABAQUS	10^{-4}	SOLIDWORKS	$*10^{-9}$
La Cotyle	E_{min} Principal		-4.368		-4.199
			-1.471		
La Tige			-5.985		-5.536
			-1.113		
Pièce Complète			-4.368		-4.199
			-1.113		

Tableau (III.17) : Déformation Minimale

III.14. Déformation Maximale

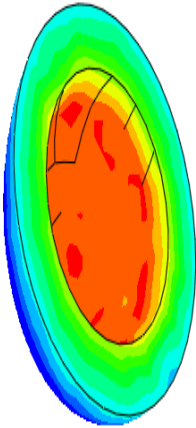
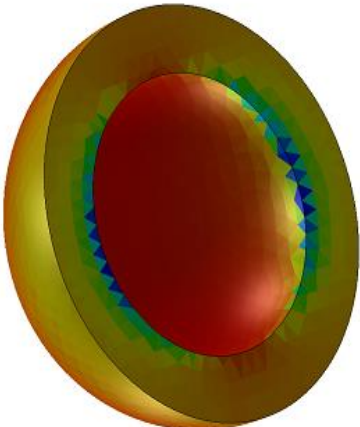
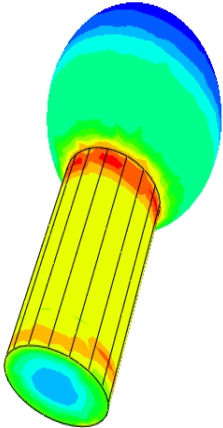
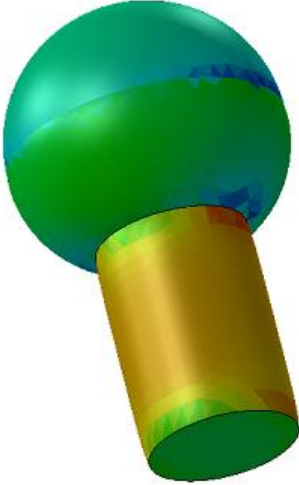
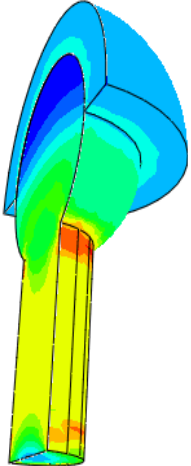

La Pièce		ABAQUS	*10 ⁻⁴	SOLIDWORKS	*10 ⁻⁹
La Cotyle	E_{max} Principal		+4.972		+4.104
			+9.267		+8.736
La Tige			+3.880		+3.177
			-8.977		-2.891
Pièce Complète			+3.880		+2.566
			-8.977		-6.022

Tableau (III.18) :Déformation Maximale

A-Commentaire Général

A travers ces tableaux, nous expliquons trois études mécaniques, qui sont :

- Les trois premiers Tableaux Représente la distribution des Contraintes(σ)sur les trois axe (X ,Y,Z).
- Les trois Tableaux qui suivent le premier nous montrent le Déplacement (U) suivant les trois l'axe (X, Y, Z).
- Les deux tableaux derniers représente la déformation maximale et minimale de la prothèse à hanche.

Il y a une certaine différence entre les valeurs limites dans les deux programmes et nous pouvons considérer qu'il s'agit d'une convergence car les différences sont logique à cause de Comment fonctionne chaque programme, Et c'est ce que nous expliquerons dans la suite en détail.

III.15. Interprétation des Résultats

Dans cette partie on va interpter les résultats de simulation précédentes et de faire une Comparaison entre les résultats de notre modèle sur ABAQUS et SOLIDWORKS, Le tableau nous montre la différence entre chaque valeur limite d'ABAQUS et SOLIDWORKS, et nous constatons que la différence est entre l'intervalle de $[0 \rightarrow 1N/m^2]$.

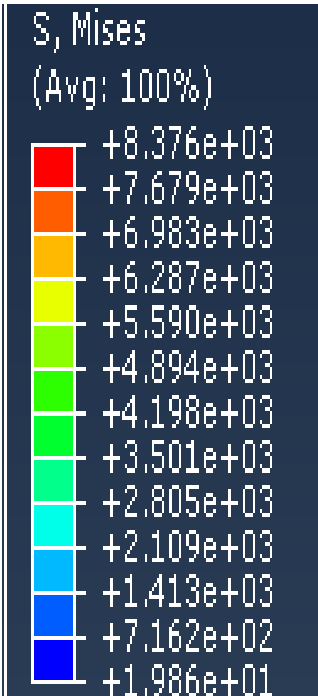
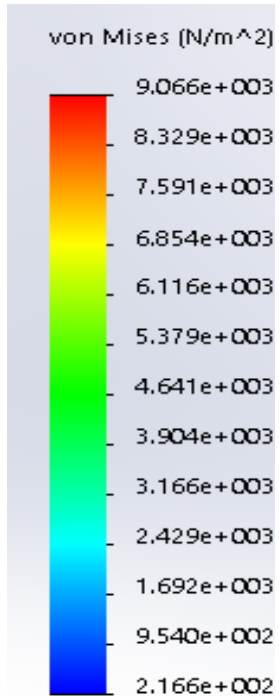

ABAQUS	SOLIDWORKS	DIFFÉRENCE
 <p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <p>+8.376e+03 +7.679e+03 +6.983e+03 +6.287e+03 +5.590e+03 +4.894e+03 +4.198e+03 +3.501e+03 +2.805e+03 +2.109e+03 +1.413e+03 +7.162e+02 +1.986e+01</p>	 <p>von Mises (N/m^2)</p> <p>9.066e+003 8.329e+003 7.591e+003 6.854e+003 6.116e+003 5.379e+003 4.641e+003 3.904e+003 3.166e+003 2.429e+003 1.692e+003 9.540e+002 2.166e+002</p>	 <p>+0.683 +0.643 +0.602 +0.563 +0.522 +0.483 +0.442 +0.402 +0.362 +0.322 +0.282 +2.417 +0.670</p>

Tableau (III.19) :: La différence des contraintes Von mises Des deux logiciel

C'est un bon résultat par rapport aux différences Caractéristiques entre ABAQUS et SOLIDWORKS.

Mais on renvoie la raison de la différence des résultats et de la distribution de la coloration des contraintes à celle compétences de chaque logiciel, Et à travers notre expérience précédente, nous découvrons pleins des avantages et inconvénients pour chacun, la simulation SOLIDWORKS présente certaines limites quant au niveau de complexité qu'elle peut traiter, en particulier lorsqu'il s'agit de contacts. SIMULIA Abaqus, d'autre part, dispose d'un solveur de contact plus puissant qui vous permet de résoudre les interactions de contact plus efficacement et de mieux contrôler certains paramètres d'interaction de contact. Cela devient important lors de la résolution de modèles avec un grand nombre de composants qui doivent interagir les uns avec les autres et lorsqu'un auto-contact est attendu. De plus, en termes d'efficacité de construction de modèles, SOLIDWORKS Simulation nécessite des paires de contacts bien définies entre les faces qui peuvent être en contact. Cela signifie que toute interaction potentielle entre deux surfaces doit être définie comme une fonction. Au lieu de cela, Abaqus dispose d'une fonctionnalité appelée Contact général qui analyse dynamiquement le modèle à chaque étape de l'analyse et identifie automatiquement les visages qui peuvent être en contact au fur et à mesure.

Nous constatons également que la différence affectant le plus notre expérience est l'absence d'option de contrôle du type pour faire le maillage sur SOLIDWORKS Nous ne pouvons contrôler que la taille, pas le type de maillage car c'est automatique, le contraire à ABAQUS car la taille et le type de maillage est Auto ou Manuel.

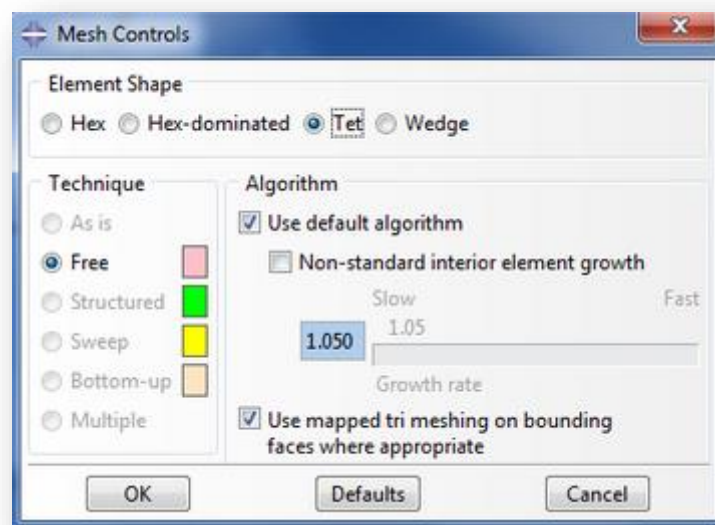


Fig.(III.34) : Contrôle du Mesh ou maillage sur Abaqus

Mais les similitudes sont nombreuses, et c'est ce qui a poussé les développeurs à créer un lien entre les deux programmes.

III.16.Interface associée de SOLIDWORKS pour ABAQUS

La simulation SOLIDWORKS présente certaines limites quant au niveau de complexité qu'elle peut traiter, en particulier lorsqu'il s'agit de contacts.

L'interface contextuelle Abaqus-SOLIDWORKS vous permet de transférer des modèles et les modifications de conception ultérieures de SOLIDWORKS vers Abaqus/CAE d'un simple clic de souris. L'importation associative est utile lorsque vous itérez sur la conception de modèles dans SOLIDWORKS en fonction des résultats d'une analyse Abaqus et vous permet de passer en toute transparence des solutions CAO(conception assistée par ordinateur) aux solutions FEA(Analyse des éléments finis).[3]

Compétence	ABAQUS	SOLIDWORKS
Statique Linéaire	EFFECTUE	EFFECTUE
Maillage manuel graphique	INCLUS	PAS DE DONNÉES
Autonome	NON	OUI
La Geomtrique graphique Modélisateur	INCLUS	INCLUS
Importation de la forme CAO	CAPABLE	CAPABLE
unités conscientes	NON	PAS DE DONNÉES
Déplacement non-linéaire	EFFECTUE	EFFECTUE
Contacte non-linéaire	EFFECTUE	EFFECTUE
Linéaire transitoire	CAPABLE	CAPABLE
Acoustique	CAPABLE	NON CAPABLE
Élictrique/Magnétique	CAPABLE	NON CAPABLE
L'écoulement d'un fluide	CAPABLE	NON CAPABLE
Structure fluide interaction	CAPABLE	NON PRÉCISÉ

Tableau (III.20) : Comparaison de quelques compétences pour ABAQUS et SOLIDWORKS

III.17. Conclusion

Pour conclure l'étude comparative de capabilité des progiciels a été réalisée. Deux logiciels populaires packages ont été comparés, qui sont Abaqus (CAE), SOLIDWORKS, l'expérience que nous avons fait dans les Applications précédentes, Les capacités de chaque logiciel ont été comparées. Les résultats présentés par les deux logiciels SOLIDWORKS différent que de l'ABAQUS. Pourtant, il a été déclaré que SOLIDWORKS est plus puissant dans la modélisation et l'assemblage, tandis que l'ABAQUS montre les capacités d'analyser des problèmes complexes comme les interactions set les multiples contactent et surtout le contrôle du maillage manuel en jugeant le tableau (III.20).



Conclusion Générale

CONCLUSION

Conclusion Générale

En réalité, il est rare qu'un type de physique se produise dans une bulle, non affecté par quoi que ce soit d'autre. Lorsque nous pensons même aux buildings les plus élémentaires, par exemple, le vent et la température jouent souvent un rôle vital dans le processus de conception. Abaqus avocate une grande variété d'outils pour l'analyse multi physique, qui vont des comportements thermiques et structurels à des options plus avancées telles que l'hydrodynamique des particules lissées (SPH) et les éléments couplés eulériens-lagrangiens (CEL) pour modéliser tout, du ballonnement au mélange en passant par la formation.

Bien que SOLIDWORKS Simulation offre un transfert intégré des résultats entre certaines analyses physiques différentes, celles-ci sont limitées au couplage séquentiel uniquement. Lorsque les éléments électriques, thermiques, structurels, Les fluides (etc.) dans la simulation interagissent constamment les uns avec les autres, par exemple dans des scénarios de formage de métaux à très haute contrainte, SIMULIA Abaqus fournit une modélisation entièrement couplée et est la seule solution. Cela nous amène directement à comparer les compétences qui mettent les caractéristiques de perfection sur notre projet comme nous voyons leur disponibilité ou non dans chaque programme séparément.

Ce travail est réalisé grâce à la modélisation basée sur la forme dans le département P.T.H, l'emplacement et les matériaux. Nous avons choisi un modèle purement numérique dans notre étude car L'hypothèse est construite sur diverses études et études dans le domaine de la biomécanique.

Le but de notre recherche est de simuler la forme de la P.T.H et de faire une Comparaison d'application des deux logiciels.

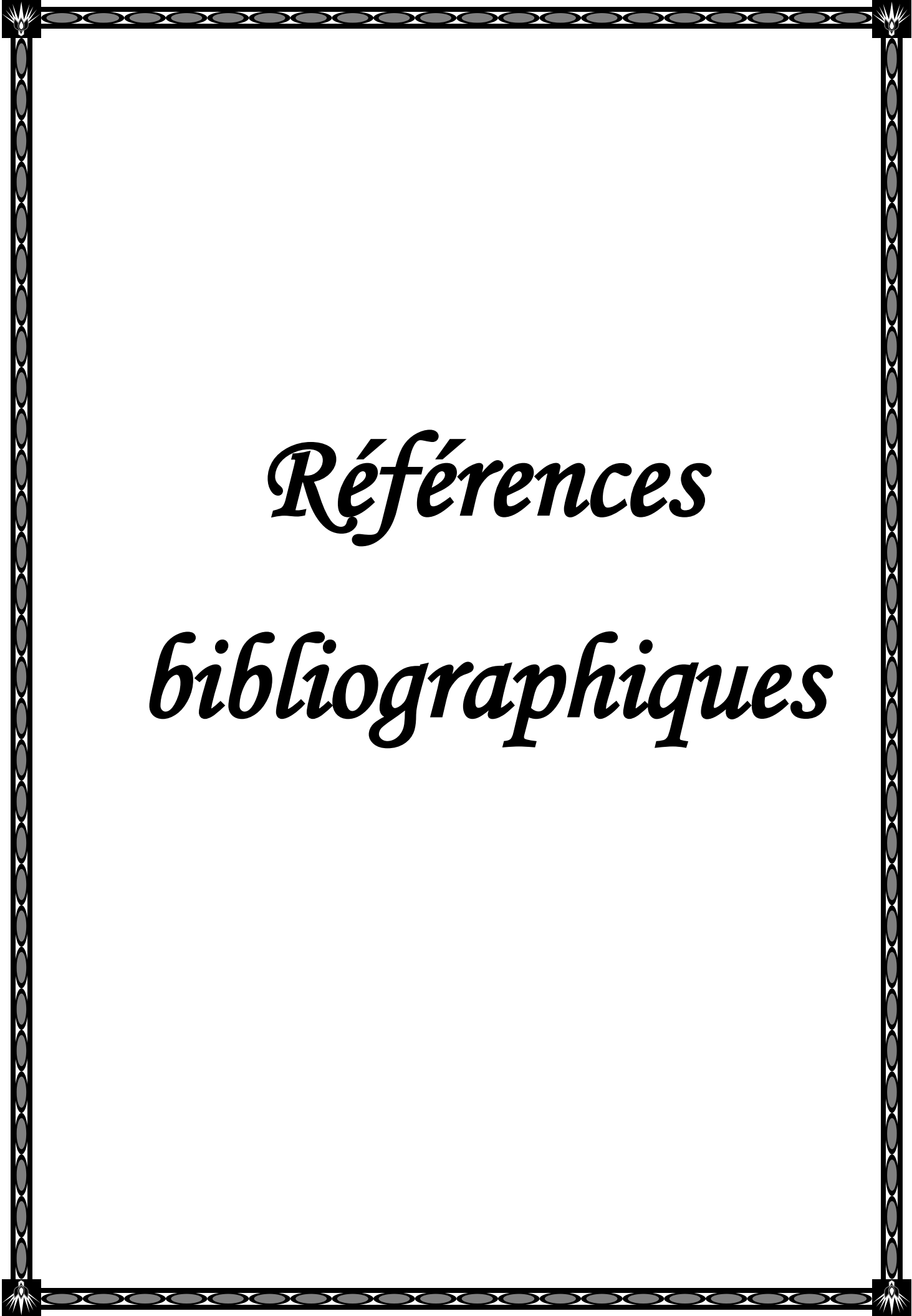
Ici, nous avons changé la forme du modèle et corrigé les propriétés du matériau et les charges appliquées.

Après cela, nous avons utilisé les logiciels de simulation Abaqus et Solidworks pour effectuer la simulation et obtenir les résultats pour l'interpréteur.

Notre approche comprend la réalisation d'une étude comparative de :

-Comparaison entre les résultats de notre modèle sur les deux logiciels.

Dans cet article, nous avons sélectionné un petit sous-ensemble d'un domaine très vaste et bien développé. Cependant, le développement de la recherche de paramètres et d'indicateurs dans ce domaine domine Par exemple, la forme et le matériau de réalisation du PTH et ses caractéristiques Biocompatibilité, biomécanique et méthodes de vérification de leur fiabilité (simulation), etc... L'avenir appartient aux outils numériques et à la réalité virtuelle.



*Références
bibliographiques*

Références bibliographiques

Chapitre I

- [1] Cours de caractérisation des matériaux ; Département de Génie Mécanique ; Institut Supérieur des Etudes Technologiques de Gafsa -Tunis-.
- [2] J. Lecomte-Beckers- Les différents types de matériaux course- physique 2007–université de Liège.
- [3] Chapitre 1 Classes des matériaux 2020 extrait de livre Dr. Baroura.
- [4] D. MICHON les matériaux 7 mars 2020 .
- [5] C. A. JOUENNE, « *Traité de céramiques et Matériaux Minéraux* », Ed, SEPTIMA, Paris (1990).
- [6] Mohamed Ridha Boudchicha étude de la cristallisation et des propriétés mécaniques et diélectriques de céramiques préparées à partir de kaolin-dolomite.
- [7] ERHART H. « *Itinéraires géochimiques et cycle géologique de l'aluminium* », DOIN, Ed, S. A. (1973), P. 11-16.
- [8] GHERIB M. « *Elaboration et caractérisation des matériaux nanostructurés et leurs propriétés physiques et mécaniques* », Thèse doctorat, Annaba, (2013).
- [9] V. J. INGRAM-JONES, et AL, « *Dehydration sequence of gibbsite and boehmite : study of differences between soak and flash calcination and of particle-size effects* », J. Mater. Chem., (1996), 6 (1), P. 73-79.
- [10] <https://www.paprec.com/fr/comprendre-le-recyclage/tout-savoir-sur-les-matieres-recyclables/ferrailles-et-metaux/la-classification-des-differents-types-de-metal/>.
- [11] HAMD AOUI A, ATHMANI C, « *Etude des évolutions structurales de la Gibbsite calcinée : Analyse par diverses méthodes d'investigation (TG, ATD, MEB, DRX et FTIR)* », Mémoire de Master, Université de Abbas Laghrour Khenchela, (2011).
- [12] A. Caignot, V. Crespel, M. Dérumaux, C. Garreau, B. Martin, A. Redondo et S. Roux: Sciences Industrielles de l'Ingénieur - MP/MP*, PSI/PSI*, PT/PT*. Vuibert, 2014.
- [13] I. Teraoka, Polymer Solutions, An introduction to physical properties, Ed. Polytechnic University Brooklyn, New York, (2002).
- [14] Cours Verres et Céramiques Dr. Chermime. Brahim ; université Khenchela
- [15] Bahlouli, N., « *Comportement mécanique en température du pli élémentaire d'un stratifié carbone/époxy* », 1994, Cachan, Ecole normale supérieure

Références bibliographiques

- .posté le 16 janvier 2020 par pLAYHOOKY.FR les matériaux organique [16]
- [17] <https://www.polyvia-formation.fr/la-plasturgie-cest-quoi/les-composites- c'est quoi>
- [18] Jean Marie Berthelot, « matériaux composites, comportement mécanique et analyse des structures », 4^{ème} édition, TEC & DOC, Le Mans Novembre 2010.
- [19] M. Fellah, "Comportement électrochimique et tribologique des deux prothèses totale de hanche en acier AISI 316l et en alliage à base de Ti". Thèse Annaba. (2014)
- [20] Pierre Mary *Biocompatibilité – Biomatériaux définitions – aspects fondamentaux* DESC de Chirurgie Pédiatrique Session de mars 2009 - PARIS[
- 21] Laurent Sedel *BIOMATERIAUX* Faculté de Médecine Lariboisière – Paris -2008-
- 22] Gary Binyamin, Carlos M. Mery * Biomaterials: A primer for surgeons* Seminars in Pediatric Surgery(2006) 15, 276-283
- [23] Subbu Venkatraman* Freddy Boey.* Implanted cardiovascular polymers: Natural, synthetic and bio-inspired* Progress in Polymer Science 33 (2008) 853–874
- [24] Bao-yan Wu et les autres *An optical biosensor for kinetic analysis of soluble Interleukin-1 receptor I binding to immobilized Interleukin-1 - Talanta 70 (2006) 485–488-
- [25] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, EMC-Dentisterie 1, p.101-117, 2004.
- [26] William D. Callister, Jr, Science et génie des matériaux, Collection Sciences Su, p.800, 2003.
- [27] Mokaddem Allel-U.S.T.H.B, Boutaous Ahmed-U.S.T.O.
- [28] J.H, Lee ; N.G, Rim ; H.S, Jung ; H, Shin. Control of osteogenic differentiation and mineralization of human mesenchymal stem cells on composite nano fibers containing poly[lactic-co-(glycolic acid)] and hydroxyapatite. Macromol Biosci. 173-182. (2010).
- [29] Masson B, Dietrich M, Lazennec J Y & Catonné Y (2005). " Expérience et avenir: de la céramique classique à la céramique composite ". Maîtrise Orthopédique, 149
- [30] N, Mansouri. Contribution à l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales. Mémoire du magister. Université de Batna , Algérie. 7. (2009) [31] Masson B, Dietrich M, Lazennec J Y & Catonné Y (2005). " Expérience et avenir: de la céramique classique à la céramique composite ". Maîtrise Orthopédique, 149
- [32] M. ELLAH, LABAÏZ Mohamed, ASSALA Omar, « *Tribological Behavior of Friction Couple: Metal/Ceramic (Used for Head of Total Hip Replacement)* ». John Wiley & Sons, Inc., USA. Advances in Bioceramics and Porous Ceramics VI, 34 (6) (2013) 45-57.

Références bibliographiques

- [33] M. FELLAH, ABDUL SAMAD Mohammed, LABAÏZ Mohamed, ASSALA Omar, «*Sliding friction and wear performance of the nano-bioceramica-Al₂O₃ prepared by high energymilling*». Tribology International, 91 (2015)151-159.
- [34] M. FELLAH, «*Hotisostatical pressing of the nano-bioceramica-Al₂O₃, Improvement of mechanical proprieties*». Proceedings of the 14th International Conference on Tribology SERBIATRIB'15, published by Serbian Tribology Society, Kragujevac. Edited by A. Vencel (13-15 Mai 2015) 485-498 .
- [35] ALLARD P., BLANCHI J.P. 1996 : Analyse du mouvement humain par labiomécanique. Décarie Editeur, Montréal
- [36] Perry, J. Gaitanalysis : normal and pathological function. McGraw- Hill, New York, USA, 1992.

Chapitre II:

- [1] Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo articulaires. Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [2] A .LeBras, S .Laporte, V. Bousson, D .Mitton, JA .de Guise, JD .Laredo, W .Skalli (2004). 3D Reconstruction of the Proximal Femur with Low-Dose Digital Stereoradiography. Computer Aided Surgery. 9: 51-57.
- [3] Abdelhafid MALLEK -ETUDE COMPARATIVE ENTRE LE COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE SPACERS DE HANCHE CIMENTEE ET NON CIMENTEE- UNIVERSITÉ DJILLALI LIABES SIDI BEL ABBES 2014 / 2015
- [4] « Graying the Cyborg : New Directions of Feminist Analyses of Aging, Science and Technology », dans Calasanti (Toni M.) et Slevin (Kathleen) (dir.) Age Matters : Realigning Feminist Thinking, New York, Routledge, 2006, pp. 99-121.
- [5] BOUAKKAR.L1, AMADJI. M1, MAACHE.A1, KANIT.T2, BENZAADA S3, MAZO Laboratoire LARHYSS N°04, Mai 2015 pp.36-42Z.H1 .
- [6] Xiao Su HU, Approche probabiliste de la propagation des incertitudes dans le modèle mécano-numérique du système couple « femur-prothèse non cimentée», Thèse, Université Blaise Pascal – Clairement II, 2010.
- [7] Physiologie articulaire - Membre inférieur. Editions Maloine Paris, 5ème édition.
- [8] stagemacs2004albertini.pdf Modélisation Numérique d'une Prothèse Totale de Hanche .

Références bibliographiques

- [9] Jones J.R, Hench L.L, Biomedical materials for new millennium: perspective on the future, *Materials Science and Technology* Vol.17, p 891-900.2001.
- [10] Physiologie articulaire du membre inferieur. Paris, Maloine.
- [11] Kavanagh BF, Wallrichs S, Dewitz M, Berry D, Currier B, Ilstrup D, Coventry MB. Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Twenty-year results with cement. *J Arthroplasty*, 1994;9: 229-34.
- [12] N. Passuti, M. Baquey, M. Guillot, M. Reach, « *Les biomatériaux* », Fondation pour la recherche médicale. (2000), 2. www.frm.org.
- [13] La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale Ameziane L., Ouazzani N., Berrada M.S., El Yaacoubi M., Wahbi S., El Bardouni Mahfoud M., Hermas M., El Manouar M.
- [14] C. Trépanier, A.R. Pelton, « *Effect of strain on the corrosion resistance of nitinol and stainless steel in simulated physiological environment* », *Materials and processes for medical devices conference*, Anaheim, Calif. USA. (2004), 176-179.
- [15] Maan A, Kenneth G. Conroy, Anna M. Fenelon, Sinead T. Farrell, Carmel B. Breslin, « *Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials* », *Biomaterials*. 22 (2001), 1531-1539.
- [16] H. Migaud, J. Girard, O. May, M. Soenen, et al, « *Les arthroplasties de hanche aujourd'hui : principaux matériaux, voies d'abord* », *Revue du Rhumatisme*. 76 (2009), 367-373.
- [17] IKEN M, BOUTAMINE H, « *Etude métallurgiques et tribologique d'une prothèse totale de hanche (PTH) en alliage à base de titane : Ti-6Al-7Nb* », mémoire master, Université Abbes Laghrour, Khenchela, (2016).
- [18] Yves Volette, Anatomie de la hanche, la prothèse de hanche, www.planète-ortho.com
http://www.soo.com.fr/soo_site/p_protec/aoo35/A35 - J.SYN/A35 - J.SYN.html.
- [19] **P. Kamina**, « Précis d'anatomie clinique, Tome1 : Anatomie générale – Membres », Maloine, Paris 2009, 577 p.
- [20] prothèses totales de la hanche :évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001 Physiologie articulaire - Membre inférieur. Editions Maloine Paris, 5ème édition.
- [21] Université Virtuelle de Tunis, ostéologie Pr. Salah GHANOUCHEI.
- [22] Hirschmann MT, Müller W. (2015) Complex function of the knee joint: the current

Références bibliographiques

- understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 23:2780–2788.
- [23] Mueller W (1982) *The knee: form, function, and ligament reconstruction*. Springer, New York.
- [24] Saccomanni B. (2010) Unicompartmental knee arthroplasty: a review of literature. *Clinical Rheumatology*. 29: 339–46 *Physiologie articulaire - Membre inférieur*. Editions Maloine Paris, 5ème édition.
- [25] Odumenya M, Costa ML, Parsons N, Achten J, Dhillon M, Krikler SJ. (2010) The Avon patella femoral joint replacement: five-year results from an independent centre. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 92: 56–60.
- [26] Mitchell A, Shrotriya P. (2008) Mechanical Loadassisted Dissolution of Metallic Implant Surfaces: Influence of Contact Loads and Surface Stress State. *Acta Biomaterialia*. 296(304):9.
- [27] Guenoun B, Latargez L, Freslon M, Defossez G, Salas N, Gayet LE. (2009) Complications following rotating hinge Endo-Modell knee arthroplasty. *Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique*. 95:634-641.
- [28] Simmons S, Lephart S, Rubash H, Pifer GW, Barrack R. (1996) Proprioception after unicondylar knee arthroplasty versus total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics*. 331:179-84.
- [29] Swanik B, Lephart S. M, Rubash HE. (2004) Proprioception, Kinesthesia, and Balance After Total Knee Arthroplasty with Cruciate-Retaining and Posterior Stabilized Prostheses. *The Journal of bone and joint surgery*. 86-A:328-334.
- [30] **François PIEDNOIR**, "Pédalier intelligent-La biomécanique du cycliste" 2008.
- [31] Neer C.S., Watson K.C., Stanton F.J.
- Recent experience in total shoulder replacement** *J Bone Joint Surg (Am)* (1982), pp. 64-A: 319-37.
- [32] Grammont P.-M., Baulot E. **Delta Shoulder prosthesis for rotator cuff rupture** *Orthopedics*, 16 (1993), pp. 65-68.
- [33] Grammont P.-M., Trouilloud P., Laffay J.P., Deries X. **Etude et réalisation d'une nouvelle prothèse d'épaule** *Rhumatologie.*, 39 (1987), pp. 407-418.

Références bibliographiques

[34] Baulot E., Chabernaude D., Grammont P.-M. **Résultats de la prothèse inversée de Grammont pour les omarthroses associées à de grandes ruptures de la coiffe: à propos de 16 cas** Acta Orthop Belg, 61 (suppl 1) (1995), pp. 112-119.

[35] [http:// dr-bonne-patrick.chirurgiens-dentistes.fr](http://dr-bonne-patrick.chirurgiens-dentistes.fr).

Chapitre III:

[1] Mémoire sous le thème de Modélisation numérique du comportement des voiles de contreventement en béton armé couplés avec un profilé métallique, présentés par AIT OUFELLA Mellissa, de l'Université MOULOUD MAMMERI, Tizi-Ouzou 2015-2016.

[2] Mémoire sous le thème de Comparaison entre différents modèles de prothèses articulaires de la hanche (Modélisation numérique-ABAQUS), présentés par MANSOURI Sabrina Et HAMIDANE Ouafa, à Université ABBES LAGHROUR Khenchela, 2020-2021.

[3] ABAQUS VS SOLIDWORKS SIMULATION, postulé le 9 décembre 2020.