
Université ABBES LAGHROUR Khenchela



جامعة عباس لغرور خنشلة
Faculté de Sciences et Technologie
كلية العلوم و التكنولوجيا
Département de Génie Mécanique
قسم الهندسة الميكانيكية



Mémoire

de fin d'études Pour l'obtention du diplôme
MASTER (LMD)

Spécialité : Génie Mécanique
Option : Génie des Matériaux

Thème

Comparaison entre différents modèles de prothèses
articulaires de la hanche
(Modélisation numérique-ABAQUS)

Réalisé par :

- MANSOURI Sabrina
- HAMIDANE Ouafa

Dirigé par : Mr. HANNACHI Bouzid

Membres de jury :

- Mansouri. K (president)
- Chitour .M (examinateur)

Année universitaire : 2020-2021

Dédicace

Je dédie ce travail à...

A Mon père : Houcine

Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma

Formation ;

A ma très chère Mère : Fatima source de tendresse

A mes très chers frères khalil et mouhamed aniss, et mes belles sœurs Iness, Khawla, Ibtissem et

Wahiba.

Sans oublier mes amies de ma promotion,

je vous dédie a tous les participants dans ce modeste travail.

Sabrina

Dédicace

Ce travail est le résultat de mon diligence et ma patience afin d'agrandir mes connaissances
et mes compétences

A ma très chère Mère **Saliha**

A mon très cher Père **Mohammed**

A mes chères sœurs **Chahla**

A mes très chers frères **Islem et Youcef**

Sans oublier mes collègues de ma promotion,

Ouafa

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 reconnaissant 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 : Djebali H, Chiteur M, Fellah M, Khadraoui F, Brek S, Allaoui H, Messaoudi A, Mansouri K, Ghillani ...

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 2020/2021.

Chapitre I : Généralité sur prothèses totale de hanche et leurs problèmes.

Introduction	9
I.1. Les plans et axes de références anatomiques	9
I.2. Mobilité de la hanche	10
I.2.1. Mouvement de flexion-extension	10
I.2.2. Mouvement d'abduction-adduction	10
I.2.3. Mouvement de rotation médio-latérale	11
I.3. Maladies de la hanche	12
I.3.1. L'arthrose de hanche ou coxarthrose	12
I.3.2. L'arthrite rhumatoïde	12
I.3.3. L'ostéonécrose	13
I.4. Description de quelques affections douloureuses de la hanche	13
I.4.1. La synovite Villon oculaire	13
I.4.2. Les fractures de contrainte de la hanche et au voisinage de hanche	14
I.4.3. La pathologie du bourrelet acétabulaire	14
I.5. Anatomie d'une articulation normale	14
I.6. L'arthroplastie	15
I.7. Prothèse totale de la hanche (PTH)	15
I.7.1. Définition	15
I.7.2. Composants de prothèse totale de hanche	15
a. La tige fémorale	16
b. Le col fémoral	17
c. La tête fémorale	18
I.8. Les types de prothèse de hanche	18
I.8.1. Prothèses cimentées	18
a. La prothèse de CHARNLEY	19
b. La prothèse de Mac KEE-FERRAR	20
I.8.2. Prothèses non cimentées	20
I.8.3. Prothèse hybride ou semi cimentée	21
I.9. Les couples de frottements d'une prothèse totale de hanche	21
I.10. Étapes de la Planification d'une prothèse de hanche	22
I.10.1. Choix de la série de tiges	22
I.10.2. Détermination de la taille de la tige	22
I.10.3. Préparation du calque préopératoire	23
I.10.4. Détermination de la taille de la cotyle	23
I.10.5. Dessin de la cotyle et des contours du bassin	24
I.10.6. Résultats de la planification	24
I.10.7. Mise en place d'une prothèse totale de la hanche	25
I.11. Complications des prothèses de la hanche	26
I.11.1. Infection	26
I.11.2. Descellement de la prothèse	26
I.11.3. Inadaptations prothèse os	27
I.11.4. Luxation	27
I.11.5. La rupture des implants	28
I.12. La durée de vie des prothèses de hanche	28
Conclusion	28

Chapitre II : Les biomatériaux.

Introduction	31
II.1. Historique sur les biomatériaux	31
II.2. La biocompatibilité	33
II.2.1. Définition	33

II.2.2. Les différents types de biocompatibilité	33
II.3. Les biomatériaux	33
II.4. L'élaboration des biomatériaux	34
II.5. Les caractéristiques de biomatériaux	34
II.5.1. Caractéristique mécanique	34
II.5.2. Caractéristiques physico-chimiques	34
II.5.3. Caractéristiques biologiques	34
II.6. Classification des biomatériaux	35
II.6.1. Les métaux et alliage métallique	35
a. Les aciers inoxydables	36
b. Les alliages de cobalt-chrome	36
c. Le titane et ses alliages	36
II.6.2. Les polymères	39
II.6.2.1. Les classe des polymères	40
a. Les homopolymères	40
b. Les copolymères	41
c. Les polymères bio-résorbables	41
II.6.2.2. L'utilisation des polymères dans le Domain des implants	42
II.6.2.3. Les avantage des polymères	43
II.6.2.4. Les inconvénients des polymères	43
II.6.3. Les matériaux d'origine naturelle	43
II.6.3.1. Les céramiques	44
II.7. Utilisation des biomatériaux	47
Conclusion	49

Chapitre III : Modélisations numériques des différents modèles de prothèses

Introduction	53
III.1. ABAQUS CAE	53
III.2. Modèle SM	53
III.2.1. Module Part	55
III.2.2. Module Property	58
III.2.3. Module Assembly	60
III.2.4. Module Step (Type de calcul et sorties souhaitées)	60
III.2.5. Module Interaction	62
III.2.6. Module Load	62
III.2.7. Module Mesh (maillage)	64
III.2.8. Module Job	66
III.2.9. Exécution des résultats de simulation	67
III.3. Modèle SW	67
III.4. Modèle WH	68
III.4.1. SOLISWORKS (logiciel de conception)	68
III.5. Les matériaux utilisés dans les trois modèles	68
III.6. Concentration de contrainte	69
III.7. Résultats de simulation (Abaqus)	69
III.7.1. Modèle SM	69
III.7.1.1. Modèle SM (Cupule-tige)	71
III.7.1.2. Modèle SM (Cupule)	72
III.7.1.3. Modèle SM (Tige)	73
III.7.2. Modèle WH	74
III.7.2.1. Modèle WH (Cotyle-Cupule-Tige)	75
III.7.2.2. Modèle WH (Cotyle)	76
III.7.2.3. Modèle WH (Cupule)	77
III.7.2.4. Modèle WH (Tige)	78
III.7.3. Modèle SM	79

III.7.3.1. Modèle SW (Cotyle-Cupule)	80
III.7.3.2. Modèle SW (Cotyle)	81
III. 7.3.3. Modèle SW (Cupule)	82
III.8. Interprétations des résultats	84
III.8.1. Premier cas	84
III.8.1.1. Le tableau (III.1)	84
III.8.1.2. Tableau (III.2)	85
III.8.1.3. Tableau (III.3)	85
III.8.2. Deuxième cas	85
III.8.2.1. Tableau (III. 4)	85
III.8.2.2. Tableau (III. 5)	86
III.8.2.3. Tableau (III. 6)	86
III.8.2.3. Tableau (III. 7)	86
III.8.3. Troisième Cas	86
III.8.3.1.Tableau (III. 8)	87
III.8.3.2.Tableau (III. 9)	87
III.8.3.3.Tableau (III. 10)	87
III.9. Comparaison entre les prothèses réalisées	88
III.9.1. Cotyle (Modèle WH et Modèle SW)	88
III.9.2. Cupule (Modèle SM, Modèle WH et Modèle SW)	90
III.9.3. Tige (Modèle SM et Modèle WH)	92
III.10. Modèle de référence (Résultats Abaqus)	93
III.10.1. Couple Zircon/Polyéthylène	93
III.10.2. Couple Zircon/316L	96
III.11. Comparaison entre les prothèses réalisées et modèle de référence	98
III.11.1. Premier Cas	98
III.11.2. Deuxième cas	104
Conclusion	109

Chapitre I Généralité sur prothèses totale de hanche et leurs problèmes

Figure I.1. Les plans et axes de références anatomiques[1].9
Figure I.2. Mouvement de flexion de la hanche [1]. 10
Figure I.3. Mouvement d’extension [1]...... 10
Figure I.4. Mouvement abduction [1]...... 11
Figure I.5. Mouvement adduction [1]...... 11
Figure I.6. Mouvement de rotation médio-latérale [1]. 11
Figure I.7. Arthrose de hanche [3]...... 12
Figure I.8. Articulation de la hanche saine et L'arthrite rhumatoïde [2]...... 13
Figure I.9.Ostéonécrose de la tête fémorale [5]. 13
Figure I.10. Articulation de la hanche. 14
Figure I.11. Exemple de composition de PTH [6]...... 16
Figure I.12. a. Tige modulaire (+ tête). b. Tige monobloc longue (+ tête) [7]. 16
Figure I.13. Exemples de tiges fémorales modulaires, à col fixe : la longueur de tige est variable, le col est solidaire de la tige et monobloc [7]...... 17
Figure I.14. Exemples de tige fémorale monobloc à col modulaire [7]. 17
Figure I.15. Tête fémorale (céramique ou métal) [6]. 18
Figure I.16. Fixation par ciment [8]. 19
Figure I.17. Prothèse de CHARNLEY [10]. 19
Figure I.18. Prothèse de Mac KEE-FERRAR [10]. 20
Figure I.19. Prothèse totale de hanche non cimentée [11]...... 20
Figure I.20. Les principaux couples de frottement [10]. 21
Figure I.21. Choix de la tige de prothèse par calque [16]. 22
Figure I.22.Préparation du calque préparatoire [16]. 22
Figure I.23.Voir la taille de la cotyle [16]...... 23
Figure I. 24. Dessin de la cotyle [16]...... 24
Figure I.25.Résultat de planification [16]. 24
Figure I.26.Changement de prothèse de hanche [13]...... 25
Figure I.27. Mise en place d’une PTH : a. Incision avant l’opération de PTH ; b. Fraisage et mise en place du composant acétabulaire ; c. Mise en place de la pièce fémorale [9]. 25

Chapitre II les biomatériaux

Figure II.1. Le premier pied artificiel [2]. 31
Figure II.2. Classification des biomatériaux [12]. 35
Figure II. 3. Classification des alliages de titane en fonction de leur composition chimique [16]. 38
Figure II. 4. Arrangements possibles dans un polymère [17]. 39
Figure II. 5. Cupule en polyéthylène [19]. 40
Figure II.6. Copolymères et leurs monomères de base utilisés dans la médecine [21]. 41
Figure II. 7.Cupule en alumine [25]. 45
Figure II.8.Cupule en zircon [16]...... 46

Chapitre III : Modélisations numériques des différents modèles de prothèses articulaires de la hanche

Figure III.1.Interface ABAQUS.	54
Figure III.2.Les modules de l'ABAQUS.	54
Figure III.3.Module Part.....	55
Figure III.4.L'espace du dessin.....	56
Figure III.5.Le plan 2D de la pièce.....	56
Figure III.6. Fenêtre de la création 3D.	57
Figure III.7.Le modèle en 3D.	57
Figure III.8.La pièce en 2D.	58
Figure III.9. La pièce en 3D.	58
Figure III.10. Module property.....	59
Figure III.11. Réglage des propriétés.	59
Figure III.12. La tige dans le module Property.	59
Figure III.13. L'assemblage de modèle en « Assembly ».	60
Figure III.14. Réglage de « Step ».	61
Figure III.15.Paramètre de « Step ».	61
Figure III.16. Réglage dans « Interaction ».	62
Figure III.17. Les fonctions dans « Load ».	62
Figure III.18. L'application de la charge « Load ».	63
Figure III.19. Paramètre de la charge.	63
Figure III.20. L'encastrement du modèle.	64
Figure III.21. Paramètres de Mesh.	64
Figure III.22. La suite de réglage.	65
Figure III.23.Les pièces du modèle (séparer).	65
Figure III.24. Le modèle assemblé.	66
Figure III.25. Paramètre du modèle « Job ».	66
Figure III.26. a) Cupule b) Cotyle.	67
Figure III.27. L'assemblage du modèle 02.....	67
Figure III.28. Schéma du modèle WH.....	68
Figure III.29. Etat initial.....	69
Figure III.30. Après déformation.....	70
Figure III.31. Etat initial.....	74
Figure III.32. Après déformation.....	74
Figure III.33. Contrainte de Von mises.....	74
Figure III. 34. Etat initial.....	79
Figure III. 35. Après déformation.....	79
Figure III. 36 . Application de la force sur le modèle.	84
Figure III.37.Application des charges.	85
Figure III. 38. Fixation et application de la charge (cas 03).....	86

Chapitre II les biomatériaux

Tableau II.1. Propriétés mécaniques des aciers inoxydables 316 et 316L. [13].....	36
Tableau II.2. Les applications biomédicales des matériaux métalliques [14].	39
Tableau II.3. Utilisation de polymères synthétiques en médecine [22].....	42
Tableau II.4. Principales propriétés de l'alumine et de la zircone.	46
Tableau II.5. Quelque demain d'application des biomatériaux [26].....	47
Tableau II.6. Les biomatériaux les plus couramment utilisés [26].	48

Chapitre III : Modélisations numériques des différents modèles de prothèses articulaires de la hanche

Tableau III.1. Les matériaux de chaque pièce.	71
Tableau III.2. Résultats de simulation dans Cupule-Tige.	72
Tableau III.3. Résultats de simulation dans Cupule.	73
Tableau III.4. Résultats de simulation dans la Tige.	75
Tableau III.5. Résultats de simulation du modèle WH.....	76
Tableau III.6. Résultats de simulation dans Cotyle.	77
Tableau III.7. Résultats de simulation dans la Cupule.	78
Tableau III.8. Résultats de simulation dans Tige.	80
Tableau III. 9. Résultats de simulation dans Cotyle-Cupule.	81
Tableau III.10. Résultats de simulation dans Cotyle.	82
Tableau III. 11. Résultats de simulation dans Cupule.	88
Tableau III. 12. Comparaison entre les cotyles de modèle WH et SW.	89
Tableau III.13. Comparaison entre les cupules de modèle SM ; WH et SW.	90
Tableau III.14. Comparaison entre les tiges de modèle SM et WH.	92
Tableau III.15. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.	94
Tableau III.16. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.	95
Tableau III. 17. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.	96
Tableau III. 18. Pression maximale dans cupule-tige ; cupule ; tige.....	97
Tableau III. 19. contrainte de Von mises.....	98
Tableau III.20. contrainte de Von mises.	99
Tableau III. 22. Pressure (Tige Modèle SM ; WH et modèle de référence).....	100
Tableau III. 23. Contrainte de Von mises (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence).....	102
Tableau III. 24. Pressure (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence)	104
Tableau III.25. Contrainte de Von mises (Tige modèle SM ; WH et modèle de référence).	107
Tableau III.26. Pressure (Tige modèle SM ; WH et modèle de référence).	108

Introduction générale

Introduction générale

La complexité du fonctionnement du corps humain et sa capacité d'adaptation à un nombre incalculable de situations diverses en fait l'une des «machines» les plus extraordinaires et versatiles qui soit en ce monde. En revanche, cette complexité fait que le corps humain est aussi relativement fragile et n'est par conséquent pas à l'abri de certains problèmes de fonctionnement faisant suite à un traumatisme ou simplement après de nombreuses années d'utilisation plus ou moins intense. Les articulations font parties des « composants » du corps humain ayant avec le temps un fort potentiel de dysfonctionnement. À titre d'exemple, l'ostéo arthrose, une maladie dégénérative des articulations, touche une grande partie de la population âgée de plus de 60 ans et est la principale cause de remplacement de la hanche. Lorsque le patient ne peut plus supporter la douleur et que sa mobilité devient un supplice, on doit procéder à une arthroplastie totale de hanche (ATH): l'articulation endommagée est alors remplacée par un implant artificiel. Bien que les résultats à court et moyen terme (environ 15 ans) de l'ATH soit généralement excellent, un des problèmes fondamentaux pour le succès de la longévité de l'ATH est le descellement aseptique de l'implant fémoral à long terme.

Dans ce mémoire on va concentrer la lumière sur les prothèses des hanches et sa modélisation numérique qui représente déjà un domaine de recherche très vaste dans les dernières années, et fait la comparaison entre quelques modèles de prothèses articulaires de hanche, où on va conserver le matériau de couple de frottement céramique-céramique, et modifié la forme d'assemblage du prothèse.

Les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables surtout lorsque :

- Les formes géométriques de ces corps sont compliquées ;
- Les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire ;
- Les charges appliquées sont dynamiques.

Le modèle numérique consiste à représenter géométriquement une configuration os-prothèse et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solides déformables.

Chapitre I

Généralité sur prothèses totale de hanche et leurs problèmes

Introduction

Les articulations font partie du corps humain, car les os se rencontrent à travers les articulations. Comme dans les épaules, les hanches, les coudes et les genoux,

Les articulations jouent un rôle dans le contrôle du mouvement des os du squelette, et il est mentionné que les articulations sont comme les autres organes du corps humain ; Vous pouvez être exposé à diverses conditions médicales et de santé, et donc en raison d'une prise de poids ou d'une exposition à un accident ou autre.

Avec le développement de la médecine, il est devenu facile d'utiliser des membres artificiels à grande échelle pour traiter des maladies qui entraînent une détérioration des articulations.

En France, plus de 120 000 prothèses sont implantées chaque année ; En Europe, environ 1 300 000 patients sont touchés chaque année.

I.1. Les plans et axes de références anatomiques

Avant d'effectuer une description des mouvements d'une articulation, il est nécessaire de définir les plans de référence anatomique. En général, il est défini trois plans distincts

- Le plan sagittal qui est le plan de symétrie du corps humain (OYZ).
- Le plan frontal qui est le plan vertical perpendiculaire au plan sagittal (OXZ).
- Le plan transversal qui est perpendiculaire aux deux plans précédents (OXY).

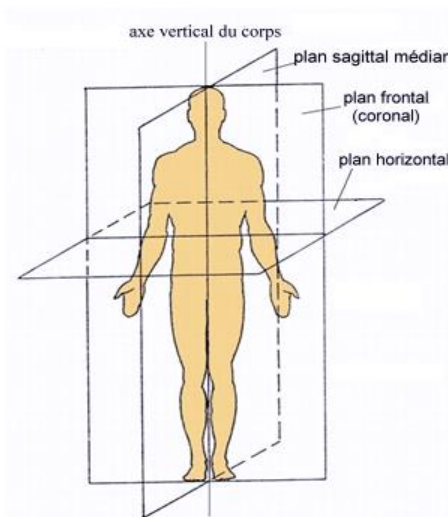


Figure I.1. Les plans et axes de références anatomiques[1].

I.2. Mobilité de la hanche

I.2.1. Mouvement de flexion-extension

Ce mouvement se produit dans le plan sagittal. La flexion de la hanche dépend de la position du genou. C'est parce que plier le genou détend les muscles ischio-jambiers. Flexion du genou, la flexion active de la hanche est de 120° , la flexion passive de 145° (la cuisse touche le thorax). Genou étendu, flexion active seulement 90° , flexion passive 120° .



Figure I.2. Mouvement de flexion de la hanche [1].

L'extension de la hanche réduit également le genou fléchi en raison des muscles ischio-jambiers. Elle est limitée par la tension du ligament ilio-fémoral. Genou plié, extension active 10° , extension passive 30° . Extension du genou, l'extension totale est de 20° .

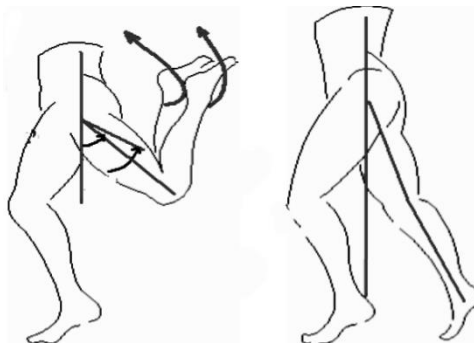


Figure I.3. Mouvement d'extension [1].

I.2.2. Mouvement d'abduction-adduction

Ce mouvement se produit dans un plan vers l'avant. L'abduction atteint 30° par rapport à un axe vertical qui traverse la tête fémorale. Elle se limite à l'arrêt de la partie supérieure du grand trochanter au-dessus du bassin.

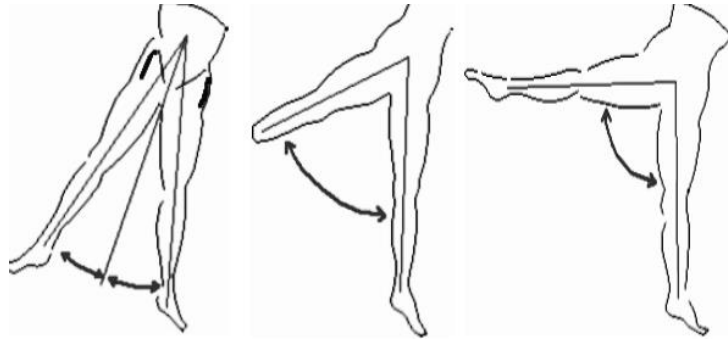


Figure I.4. Mouvement abduction [1].

L'adduction de la hanche doit être combinée à une flexion ou une extension pour ne pas être bloquée par le membre opposé. Elle atteindra 30° .

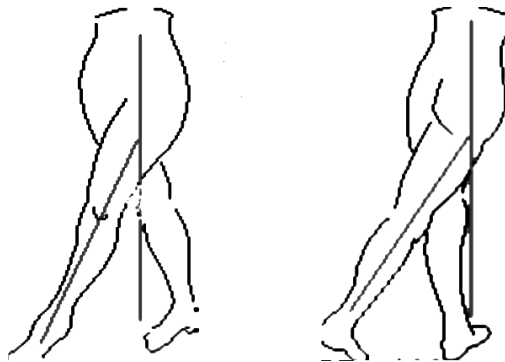


Figure I.5. Mouvement adduction [1].

I.2.3. Mouvement de rotation médio-latérale

C'est la dernière rotation possible, autour d'un axe vertical. Il est mesuré avec le genou plié à angle droit. La rotation latérale peut atteindre 60° . C'est beaucoup plus facile avec la flexion de la hanche en raison du bombement des ligaments avant.

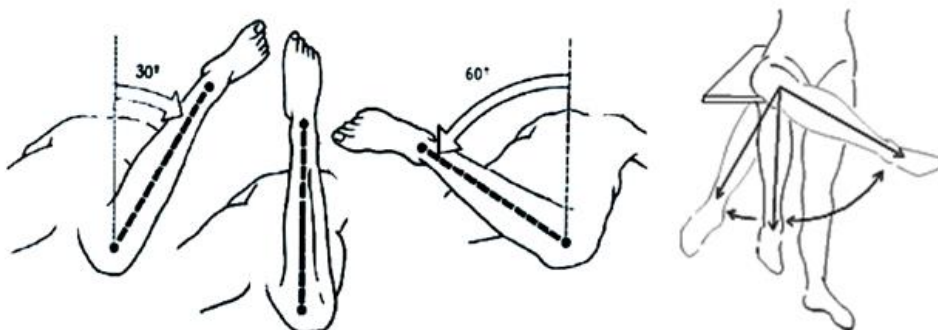


Figure I.6. Mouvement de rotation médio-latérale [1].

I.3. Maladies de la hanche

Une personne est exposée à diverses blessures dans n'importe quelle zone du corps en raison d'une prise de poids, d'un accident ou de diverses maladies. Parmi ces zones, la région de la hanche peut être exposée à divers problèmes, notamment.

I.3.1. L'arthrose de hanche ou coxarthrose

Se traduit essentiellement par la densification de l'os sous-chondral et la disparition du cartilage, sans pour autant exclure une note inflammatoire.

L'arthrose touche habituellement une ou deux articulations importantes, habituellement "portantes" au niveau des membres inférieurs, genou(x), hanche(s) [2].



Figure I.7. Arthrose de hanche [3].

I.3.2. L'arthrite rhumatoïde

A pour point de départ la synoviale est avant tout "inflammatoire" :

- L'arthrite peut aboutir à la destruction du cartilage articulaire ;
- L'os au voisinage de la synoviale et du cartilage est aussi endommagé, très ramolli : ceci contre-indique souvent le recours à un implant "non cimenté" ;
- Elle touche aussi les viscères.

- Tandis que dans l'arthrose tout au moins en zone de contraintes excessives, l'os sous-chondral est parfois extrêmement densifié [2].

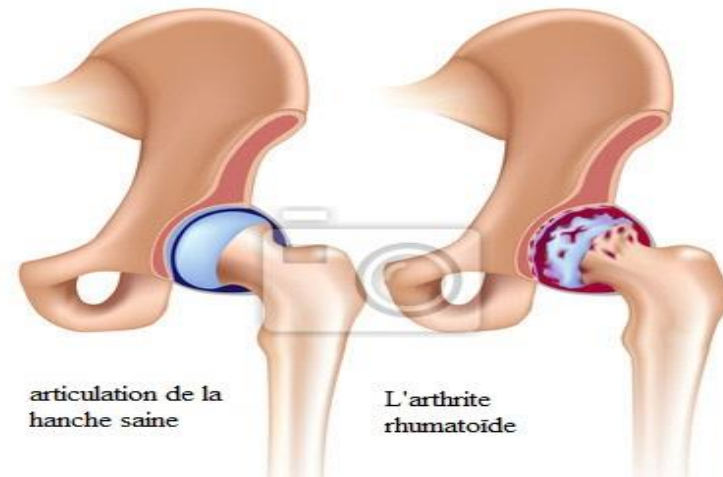


Figure I.8. Artikulation de la hanche saine et L'arthrite rhumatoïde [2].

I.3.3. L'ostéonécrose

Une partie de la tête du fémur est dévitalisée. Cet os mort, source d'un épanchement intra-articulaire réactionnel sous tension précoce, ne peut indéfiniment supporter la charge à la marche, la tête s'effondre, et devient irrégulière. A ce moment, la douleur s'aggrave soudainement. Les causes les plus communes d'ostéonécrose de hanche sont l'abus d'alcool et les médicaments à base de cortisone [2].

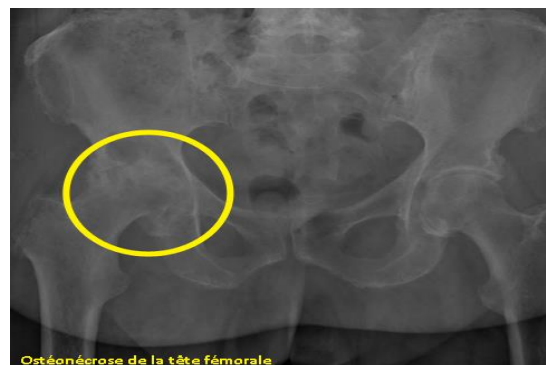


Figure I.9. Ostéonécrose de la tête fémorale [5].

I.4. Description de quelques affections douloureuses de la hanche

I.4.1. La synovite Villon oculaire

La synovite Villon oculaire est caractérisée par une hyperplasie synoviale avec dépôt d'hémosidérine. Douleurs de hanche mécaniques, parfois avec crise aiguë.

I.4.2. Les fractures de contrainte de la hanche et au voisinage de hanche

On distingue deux types de fracture de contrainte :

- Les fractures de fatigue qui surviennent sur un os sain, à la suite d'efforts et de contraintes inhabituelles ;
- Des fractures par insuffisance osseuse qui surviennent sur un os fragilisé par une pathologie préexistante de type ostéoporose ;

Les localisations de ces fractures sont variées (col fémoral, cotyle, à l'intérieur de la tête fémorale, sur les branches ilio- et ischio-pubiennes).

I.4.3. La pathologie du bourrelet acétabulaire

Il s'agit de fissures du bourrelet cotyloïdien donnant des douleurs de hanche mécaniques, ou de kystes du bourrelet cotyloïdien. Cette pathologie peut être secondaire à des activités sportives ou associée à une dysplasie de hanche [2].

Toutes ces raisons nécessitent le remplacement de l'os de la hanche par une prothèse de hanche.

I.5. Anatomie d'une articulation normale

Une articulation est une formation anatomique qui unit deux segments de membre et permet leur mobilisation. Parmi les articulations, nous avons l'articulation de la hanche.

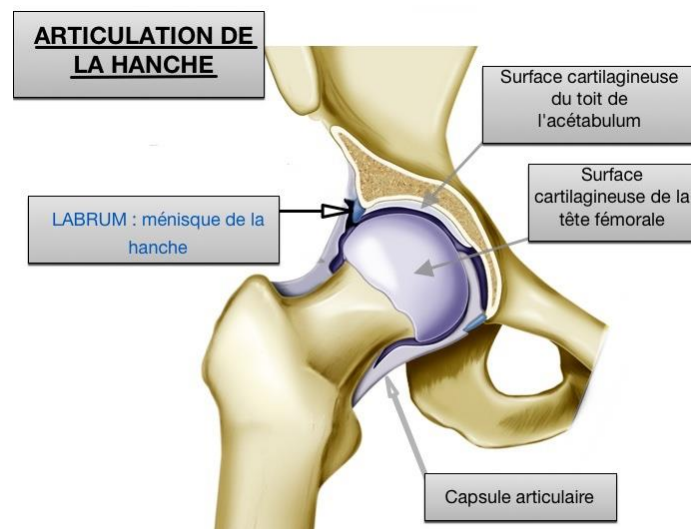


Figure I.10. Articulation de la hanche.

I.6. L'arthroplastie

L'arthroplastie est une intervention chirurgicale qui vise à restaurer la mobilité articulaire en créant un nouvel espace articulaire. Le but de l'arthroplastie est de réparer l'articulation, lui permettant de fonctionner correctement. L'intervention visant à réaliser une arthroplastie dans un premier temps est de retirer l'articulation pathologique pour s'établir, ce qui est minimisé, voire impossible, sans prothèse à la place. Cette procédure est relativement rarement réalisée, sauf chez un petit nombre de patients atteints de la maladie. L'arthroplastie complexe est plus courante. Il consiste à remplacer totalement ou partiellement l'articulation touchée par un membre artificiel. Il s'agit généralement d'une intervention impliquant la hanche et le genou et moins sur l'épaule [4].

I.7. Prothèse total de la hanche (PTH)

I.7.1. Définition

La prothèse totale de la hanche désigne un appareillage interne qui vise à remplacer une articulation de la hanche défectueuse. En effet, l'usure du cartilage articulaire de la hanche peut engendrer des douleurs et des difficultés à la marche qui ne sont pas soulagées par traitement. Dans ce cas, une opération chirurgicale peut être préconisée dans le but de redonner au patient la fonction de la marche et d'atténuer ses souffrances. Aujourd'hui, la pose d'une prothèse totale de la hanche, ou PTH, offre des résultats de plus en plus satisfaisants.

La prothèse est dite « totale » lorsque les deux pièces de la hanche sont remplacées : la tête du fémur qui est sphérique et la partie de bassin qui est creuse appelée cotyle. Ces deux pièces s'emboîtent l'une dans l'autre pour former l'articulation de la hanche (ou coxo-fémorale) [5].

I.7.2. Composants de prothèse totale de hanche

Une PTH est constituée de 2 à 4 composants :

- **Le côté acétabulaire**, se trouve une cotyle monobloc (en céramique ou métal) ou une cotyle (en métal) +un insert modulaire (en céramique en polyéthylène ou en métal).
- **Le côté fémoral**, une tige en alliage métallique, longue ou courte, monobloc ou modulaire +/- un col (fixe, solidaire de la tige ou modulaire), et une tête, en général modulaire (en métal ou en céramique) [6].

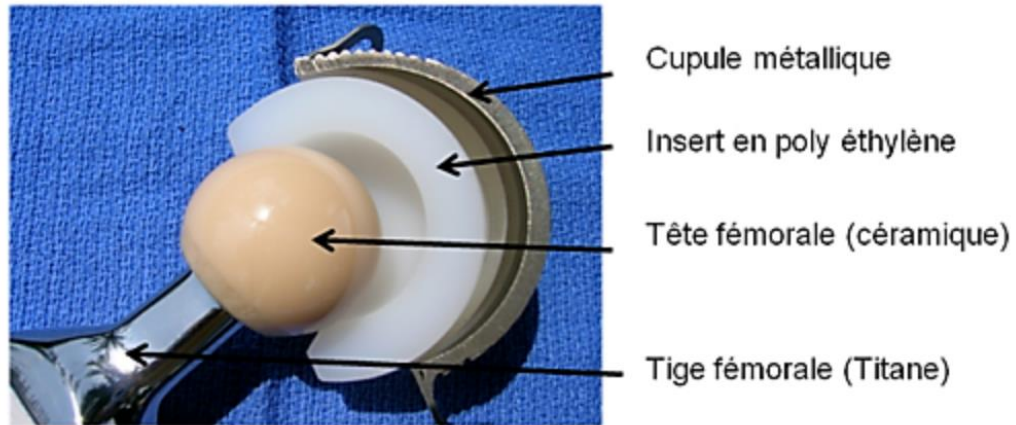


Figure I.11. Exemple de composition de PTH [6].

a. La tige fémorale

La tige peut-être monobloc ou modulaire : alors que la tige monobloc est constituée d'une seule pièce de longueur fixe (longue ou courte) (**Figure 12**), la tige modulaire est composée de 2 pièces qui permettent d'ajuster la longueur de la tige (à la fois pour la métaphyse et la diaphyse) (**Figure 13**). Ce type de tige modulaire à « longueur variable » est essentiellement utilisé pour réaliser des révisions prothétiques, car cela permet d'adapter en peropératoire la longueur de la tige à la structure du fémur. [6]



Figure I.12. a. Tige modulaire (+ tête). b. Tige monobloc longue (+ tête) [7].



Figure I.13. Exemples de tiges fémorales modulaires, à col fixe : la longueur de tige est variable, le col est solidaire de la tige et monobloc [7].

b. Le col fémoral

L'autre option de modularité possible coté fémoral est le col modulaire : la tige est de longueur fixe et à l'extrémité proximale de la tige, une pièce supplémentaire appelée cône morses ajoutée entre la tige et la tête (**Figure 13**). Cette option technique a été proposée pour aider le chirurgien à mieux rétablir les propriétés biomécaniques de l'articulation coxo-fémorale : position du centre de rotation, antéversion et longueur de jambe.



Figure I.14. Exemples de tige fémorale monobloc à col modulaire [7].

c. tête fémorale

Plusieurs diamètres sont disponibles, de 22mm à 46mm, pour s'adapter à la morphologie des patients actuellement il se dégage un consensus pour mettre en place des billes entre 28 mm et 32 mm, qui entraînent moins de frottement tête-cotyle, et moins d'usure lorsque l'insert cotyloïdien est en polyéthylène. Plus la bille est de petite taille.

Plus le risque de luxation de la prothèse de hanche n'est grand, il faut donc choisir le meilleur compromis entre risque de luxation et frottement réduit [6].



Figure I.15. Tête fémorale (céramique ou métal) [6].

I.8. Les types de prothèse de hanche

Il existe trois types de prothèse totale de la hanche :

I.8.1. Prothèses cimentées

Dans le cas où la cimentation est réalisée, le médecin utilise un ciment chirurgical à base de résines acryliques. L'utilisation de ciment, qui ne doit servir que d'adaptateur entre une prothèse ajusté au fût fémoral et l'os environnant, impose des règles de préparation et de mise en place pour assurer ses propriétés mécaniques [8].

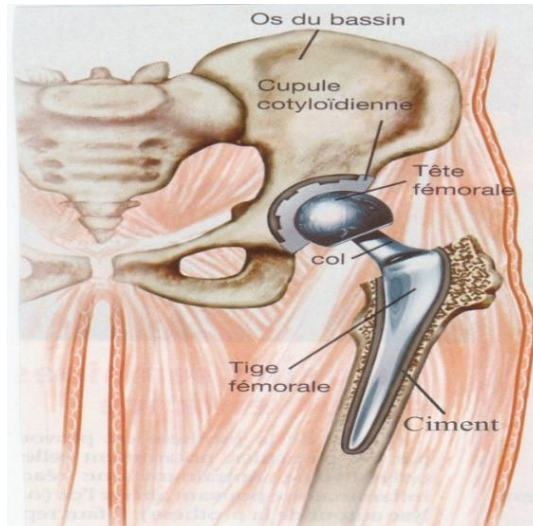


Figure I.16. Fixation par ciment [8].

Note : Le ciment chirurgical est un polymère acrylique.

a. La prothèse de CHARNLEY

C'est en novembre 1962, à la suite de multiples travaux sur la fixation cimentée des implants dans l'os et sur les couples de friction, que John Charnley implantait sa première prothèse totale de hanche à faible friction. Pour la première fois, il cimentait dans la cavité acétabulaire une cupule en polyéthylène de haute densité «HDPE» dans laquelle venait s'articuler une bille d'acier de calibre 22,25mm (7/8 de pouce), définissant ainsi la «Low Friction Arthroplasty» (figure 16) que l'on connaît bien aujourd'hui. Considérée de par le monde comme le «Gold-Standard» inégalé en arthroplastie totale de hanche. Inégalé il l'est certainement de par son universalité et sa longévité. Son succès fut immédiat, son développement massif, et l'on estime à plus d'un million le nombre d'implantations réalisées de par le monde à ce jour [9].



Figure I.17. Prothèse de CHARNLEY [10].

b. La prothèse de Mac KEE-FERRAR

Elle utilise deux pièces métalliques (figure II.10), la pièce cotyloïdienne possède des points d'ancrage en dents de scie, cette prothèse se caractérise par :

- Un coefficient de friction élevé ;
- Un angle cervico-diaphysaire = 130° ;
- Une faible base de levier.



Figure I.18. Prothèse de Mac KEE-FERRAR [10].

I.8.2. Prothèses non cimentées

Le principe de la fixation sans ciment est d'obtenir un ancrage des implants par repousse osseuse dans les anfractuosités du revêtement de surface. La pièce cotyloïdienne de la prothèse est alors soit enclavée dans l'os (adjonction de vis) soit fixée par vissage.



Figure I.19. Prothèse totale de hanche non cimentée [11].

I.8.3. Prothèse hybride ou semi cimentée

Ici, la cupule est placée sans ciment et la tige avec du ciment. La tige cimentée tient déjà très bien pendant plus de 30 ans. Si bien, en fait, qu'à ce jour, aucune tige non cimentée n'a fait mieux. A long terme, la tige ne pose pas de problème non plus, le problème réside dans l'usure de la cupule et dans le descellement de celle-ci.

Lors des ré-opérations ultérieures (les « révisions » de prothèse totale de hanche), il est souvent possible de laisser la tige en place et même si elle doit être enlevée, cette intervention n'est pas plus facile ou difficile selon que la tige est cimentée ou non. Mieux vaut donc opter pour une bonne tige dont la qualité est prouvée et qui peut être placée avec ou sans ciment [12].

I.9. 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-Métal ;
- Polyéthylène-Céramique ;
- Céramique-Céramique ;
- Métal-Métal.



Figure I.20. Les principaux couples de frottement [10].

I.10. Étapes de la Planification d'une prothèse de hanche

I.10.1. Choix de la série de tiges

Sur la radiographie, poser le calque de la tige sur la hanche contre-latté - rale de sorte que le centre de la tête fémorale coïncide avec le centre de la première taille de la série de tiges. Aligner à cet effet l'axe de la tige parallèlement à celui de la diaphyse. Ceci permet de choisir la série d'implants appropriée. La différence de hauteur du centre de la tête ne doit pas dépasser 8 mm Lors de cette

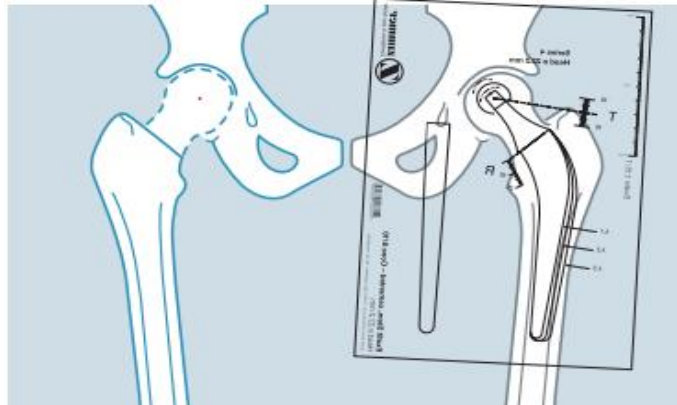


Figure I.21. Choix de la tige de prothèse par calque [16].

étape de planification, il convient de noter également la hauteur du centre de la tête fémorale par rapport à la pointe du trochanter et de la porter sur le côté à opérer, afin d'obtenir la même longueur des membres.

I.10.2. Détermination de la taille de la tige

Poser le calque sur le fémur à opérer de façon à ce que la tige soit entre les corticales interne et externe et que le centre de rotation soit à la même hauteur que sur le côté intact.

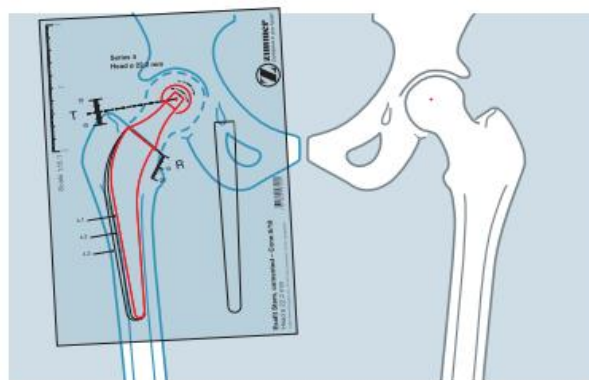


Figure I.22. Préparation du calque préparatoire [16].

I.10.5. Dessin de la cotyle et des contours du bassin

Poser de nouveau le calque préopératoire sur la radiographie de telle sorte que le centre de la tête (dessiné sur le papier calque) coïncide avec le centre de la cotyle (calque), le papier calque étant

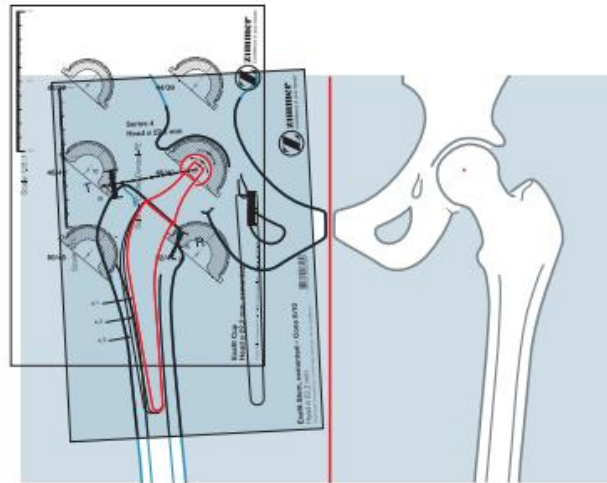


Figure I. 24. Dessin de la cotyle [16].

Posé parallèlement au calque radiologique. Porter les contours de la cotyle et la moitié du bassin sur le calque préopératoire.

Pour contrôler la longueur de la jambe, tourner le papier calque et le poser sur la hanche opposée intacte. Si les deux moitiés du bassin coïncident, la longueur des jambes est identique.

I.10.6. Résultats de la planification

Porter toutes les informations concernant les composants prothétiques (type et taille de tige et de cotyle) sur le papier calque. En outre, identifier par une marque les points de référence anatomiques, la ligne de résection et la pointe du grand trochanter.

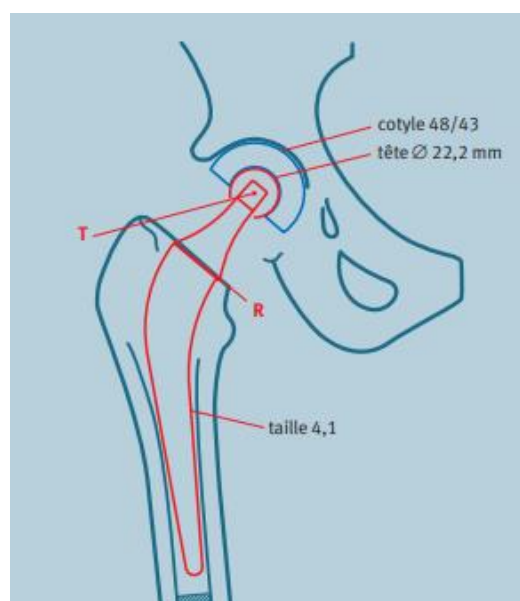


Figure I.25. Résultat de planification [16].

Le calque sera complété par les paramètres d'identification du patient et la date de l'opération ainsi que par d'éventuelles informations concernant des mesures à prendre [16].

I.10.7. Mise en place d'une prothèse totale de la hanche

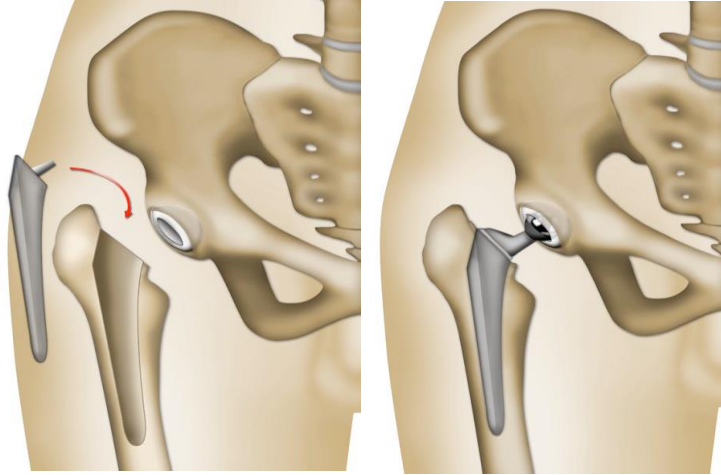


Figure I.26.Changeement de prothèse de hanche [13].

Le principe : consiste à remplacer les surfaces articulaires usées par des pièces prothétiques

Une incision courte est réalisée au niveau de la partie antérieure de la hanche. Un passage sera fait entre les différents muscles en les écartant pour accéder à l'articulation. La tête fémorale est enlevée, puis l'os du fémur et de la cotyle sont préparés pour recevoir la prothèse. La prothèse comporte deux parties : la cupule qui est une partie hémisphérique creuse implantée au niveau du bassin, et la tige avec une bille qui est implantée au niveau du fémur. La bille remplace la tête du fémur et s'articule avec la cupule.

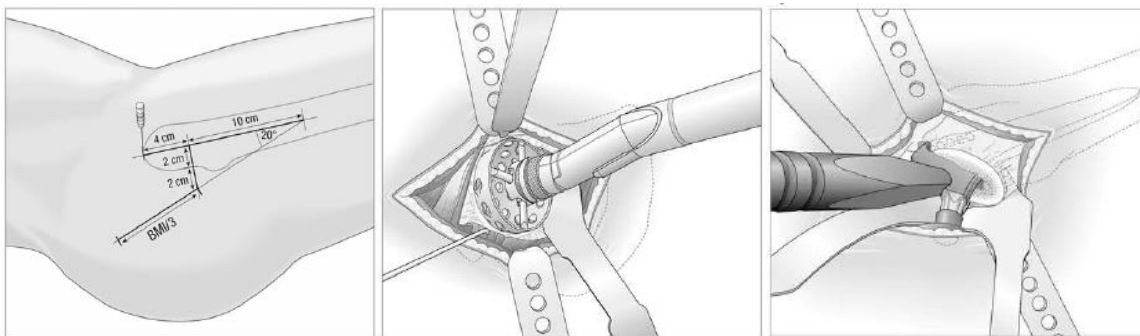


Figure I.27. Mise en place d'une PTH : a. Incision avant l'opération de PTH ; b. Fraisage et mise en place du composant acétabulaire ; c. Mise en place de la pièce fémorale [9].

I.11. Complications des prothèses de la hanche

Un certain nombre de complications sont cependant possibles comme dans tout acte chirurgical.

Il faut se souvenir qu'il n'y a pas de chirurgie et en particulier de chirurgie importante sans risques.

Cette liste n'est pas exhaustive, mais énumère les plus fréquentes [14].

I.11.1. Infection

Le résultat fonctionnel n'a jamais été très bon. Les suites opératoires ont été bien souvent marquées par des signes infectieux, hyperthermie, rougeur cicatricielle.

Les douleurs siègent dans la région cicatricielle, parfois également à la fesse ou à la cuisse. Elles augmentent à la mobilisation de la hanche. Il n'y a pas toujours d'hyperthermie, il n'y a pas toujours de signes radiographiques, cependant l'existence d'une réaction périoste est caractéristique d'une infection. A un stade avancé, on voit des images d'ostéolyse.

La scintigraphie montre une hyperfixation globale.

Éventuellement, une scintigraphie aux leucocytes marqués peut être nécessaire. C'est en fait la ponction de hanche qui permet de faire le diagnostic en ramenant un liquide trouble et des germes à la bactériologie.

Cependant certains descellements, survenant dans les quelques années qui suivent la mise en place de la prothèse, peuvent faire suspecter une infection très lente qui ne donne aucun signe clinique, ni radiographique, ni biologique [14].

I.11.2. Descellement de la prothèse

Que la prothèse soit cimentée ou non cimentée, le tableau clinique est assez comparable : douleurs et la marche, majorées au passage de la station assise à la station debout, plutôt fessières ou inguinales du côté cotyloïdien, douleurs de cuisse du côté fémoral.

La mobilisation de la hanche entraîne des douleurs de cuisse, en particulier dans les mouvements de rotation en cas de descellement d'une prothèse fémorale.

La radiographie montre des signes de désolidarisation os implant :

- **Les liserés** : L'existence d'un liseré continu, très étendu au niveau cotyloïdien ou fémoral, signe le descellement. Cependant, un liseré limité n'a pas de valeur péjorative.
- **La mobilisation** : L'étude attentive et comparative des radiographies postopératoires et, au plus grand recul, permet de constater une mobilisation, parfois peu importante, qui signe le descellement [14].
- **Grandes réactions d'ostéolyse aux débris d'usure** : Les descellements sont le plus souvent liés à une ostéolyse par réaction aux débris d'usure, polyéthylène, ciment, métal. Ces géodes

microphagies sont parfois visibles au stade du descellement, elles participent à l'ostéolyse péri prothétique.

Dans les cas de grandes réactions aux débris d'usure, en particulier dans les grands métaux, on peut voir des douleurs importantes avant même le stade de descellement.

Malheureusement, dans les formes d'évolution lente ces ostéolyses prothétiques sont pas douloureuses, c'est bien la raison pour laquelle on voit se présenter à la consultation des malades présentant de considérables destructions osseuses péri prothétiques développées sournoisement depuis de nombreuses années et nécessitant de grandes reconstructions. Cela confirme la nécessité de surveiller systématiquement les prothèses totales de hanche avec des radiographies tous les deux à trois ans même en l'absence de toute gêne fonctionnelle [14].

I.11.3. Inadaptations prothèse os

S'il est rare qu'il existe une inadaptation de la prothèse à la cotyle, comme on a pu le rencontrer avec les anneaux vissés qui débordaient largement en avant et donnaient souvent des conflits avec le psoas, l'inadaptation prothèse fémorale fémur était très fréquente avec les prothèses sans ciment à tige longue et à fixation diaphysaire.

Ces prothèses entraînaient des douleurs de cuisse dès les premières semaines, douleurs le plus souvent antérieures ou externes à la marche. Elles s'accompagnaient fréquemment à la radiographie d'un épaissement des corticales autour de la tige fémorale en diaphyse et à la scintigraphie d'une hyperfixation à cet endroit.

L'utilisation depuis près de dix ans de prothèses à fixation métaphysaire sans fixation distale a fait disparaître ces douleurs d'inadaptation que certains chirurgiens qualifiaient de « douleurs d'adaptation » [14].

I.11.4. Luxation

La PTH peut se luxer : la tête fémorale se trouvant alors en dehors de la cotyle. Cette éventualité existe surtout dans la période immédiate après la chirurgie (environ 2-4 semaines), durant la cicatrisation des tissus capsulaires et musculaires. Elle se réduit manuellement sous anesthésie. Sa récurrence peut nécessiter la révision chirurgicale, souvent pour le repositionnement ou le changement de la prothèse cotyloïdienne. Le chirurgien et le physiothérapeute apprendront aux patients à éviter les positions luxantes, en particulier la rotation interne et l'adduction du membre inférieur : éviter de croiser les deux membres inférieurs, éviter de tourner le tronc membre inférieur opéré immobile : il faut se retourner en bloc d'un seul tenant, tronc et membre inférieur en même temps.

Mais la luxation est actuellement rare si les conditions suivantes sont respectées : position anatomique des implants : cotyle : inclinaison 50° et antéversion 15° - 20° ; fémur : antéversion 20° , bras de levier du moyen fessier restauré, bonne position du centre de rotation de la tête fémorale

restauration de la longueur du membre, insert avec croissant anti-luxation ; enfin la voie chirurgicale antéro-externe est moins lux antes que la voie postérieure [14].

I.11.5. La rupture des implants

Par défaillance de fabrication (fracture de tête, ou de queue fémorale) est très rare mais oblige à un ré intervention.

I.12. La durée de vie des prothèses de hanche

Ce qu'on peut dire c'est que la durée de vie d'une prothèse dépend de plusieurs critères :

- la technique chirurgicale ;
- la qualité de pose par le chirurgien ;
- le choix des matériaux ;
- le poids et l'activité du patient opéré ;

Une prothèse bien posée avec de bons matériaux chez un patient dont le poids est standard et l'activité régulière sans excès est normalement posée à vie.

Si un de ces items n'est pas respecté, la durée de vie tourne autour de 20 ans.

Si deux ou plus de ces items ne sont pas respectés, la durée de vie descend à moins de 15 ans [15].

Conclusion

La prothèse de hanche est un implant très utile pour remplacer une articulation usée ou défectueuse. Elle fait l'objet de nombreuses recherches et avancée technologiques dans le domaine de la résistance des matériaux, des couples de frictions (Polyéthylène-Métal, Polyéthylène-Céramique, Céramique-Céramique et Métal-Métal), des formes anatomiques.

Son efficacité est prouvée, son taux de survie dépasse les vingt ans, elle permet au patient de reprendre les activités de son âge et est considérée par l'OMS (Organisation mondiale de la santé) comme étant la première intervention à apporter le plus de bénéfice et de confort aux patients.

N° Références bibliographiques de chapitre I

- [1] STEPHANE TANGUY. Département STAPS – Université d'Avignon et des pays de Vaucluse
- [2] DR SURUGUE publie: « Rhumatisme(s) de l'articulation de la hanche et/ou rhumatismes de l'articulation du genou et/ou du dos Les "Reprises" »
- [3] <http://www.hanche.org/pdf/1-arthrose.pdf>
- [4] <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/arthroplastie-9043.html>
- [5] <https://www.medicaim.com/fr/procedure/prothese-de-la-hanche>.
- [6] Sandrine Cola,. "Etude des déterminants de la survie prothétique des prothèses totales de hanche, à partir des données du SNIIRAM. " Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay.2017
- [7] <https://www.bing.com/images/search?q=tige+modulaire+et+tige+monobloc&FORM=HDRSC>
- [8] 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.
- [9] M. Mustafa NKAOUI,« Arthroplastie totale de hanche pour séquelles de fracture de l'acétabulum (À propos de 15 cas) »Thèse de doctorat, UNIVERSITE CADI AYYAD,(2013).
- [10] 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.
- [11] J.Marieme ,«*la pose d'une prothèse totale de hanche : contribution du pharmacien hospitalier*», thèse du doctorat, Université MOHAMMED V, RABAT.2011.
- [12] Alain CAZENAVE, (chirurgien orthopédiste), «*PTH : quelle surface de glissement choisir ?* ».
- [13] D. Gosset et P. Simler Illustration : J. Dasic Changement de prothèse de hanche.
- [14] Dr Massy Formateur : Dr roussel 'prothèses'
- [15] <https://www.orthopedie-savoie.fr/upload/Les-pathologies/la-hanche/protheses-totales-de-hanche.pdf>
- [16] <http://www.docteurrouxel.com/types-protheses-articulaires.html>

Chapitre II

Les biomatériaux

Introduction

Depuis le milieu du XX^{ème} siècle, les biomatériaux ont été développés dans le but de garantir une vie confortable et une bonne sécurité aux personnes souffrant de déficiences fonctionnelles, cela a été présenté par l'organisation européenne en 1986, un biomatériau est «un matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, en participant à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle»

La science de biomatériau est l'un des domaines les plus importants et les plus intéressants à ce jour, et il y a encore de nombreuses questions vagues, c'est la science qui étudie l'interaction entre le vivant (milieu biologique) et matériaux inertes [1].

II.1. Historique sur les biomatériaux

Le premier pied artificiel date de 2300 avant J-C a également été découverte en Egypte.



Figure II.1. Le premier pied artificiel [2].

Bien après ces expérimentations pionnières, plusieurs personnages historiques se sont intéressés à l'anatomie et au fonctionnement du corps humain ; une pierre indispensable à la construction du futur édifice chirurgical.

Parmi ces hommes, Léonard de Vinci (1452-1519). Véritable explorateur de l'organisme, il réalisa le schéma expérimental d'une prothèse de l'œil. Mais le véritable père de la chirurgie moderne reste Ambroise Paré (1509-1590). Ce médecin fit ces débuts d'apprentissage du métier chez un barbier

d'Angers ; il fut ainsi reçu maître barbier-chirurgien dans l'armée du maréchal Montejean en 1536. Il acquit son expérience sur les champs de batailles et devint successivement chirurgien ordinaire de quatre rois : Henri II, François II, Charles IX et Henri III. Il inventa la ligature des artères, substituée à la cautérisation au fer rouge lors d'amputation, ainsi que des prothèses fonctionnelles [3].

Depuis, une première génération de biomatériaux comprenait, jusqu'au milieu du XXème siècle, des métaux et alliages résistants à la corrosion, utilisés en chirurgie dentaire et ultérieurement en chirurgie orthopédique, c'est le cas de l'or, d'argent et de cuivre. Les tissus ou tricots de polyester sont été utilisés après 1950 comme matériaux de prothèse vasculaire. Tous ces matériaux partagent la même caractéristique de n'avoir pas été produits spécifiquement pour des applications biomédicales. C'est secondairement que les propriétés de résistance à la corrosion, aux contraintes mécaniques et à l'usure, ainsi que leur relative inertie vis-à-vis des tissus vivants, ont été exploitées.

Après la seconde Guerre Mondiale, l'intérêt suscité par les propriétés des matières plastiques et leur faible coût a toutefois été tempéré par des interrogations sur leurs risques toxiques. En effet, ces matériaux ne sont pas chimiquement purs et peuvent être contaminés par divers réactifs et additifs utilisés pour leur synthèse ou leur transformation. Leur contact avec les fluides biologiques peut donc favoriser la libération in vivo de tout ou partie de ces contaminants et exposer ainsi le receveur aux risques toxiques de ces produits.

Cette prise de conscience a pesé sur les stratégies de production. Elle a imposé un contrôle de qualité sur les procédures de synthèse et de transformation de ces polymères et a incité à la mise en œuvre d'adjuvants sélectionnés pour leur faible toxicité.

Une seconde génération de biomatériaux a alors eu pour objectif de satisfaire à un label spécifique de « qualité médicale ». Par exemple les teneurs en nickel ont été réduites à une valeur minimale pour en limiter la toxicité. La disponibilité d'alliages riches en titane, conjuguant hautes performances mécaniques, légèreté et résistance à la corrosion et à la fatigue, a constitué une nouvelle opportunité pour les matériels à usage orthopédique.

Tous ces efforts ont abouti à la production de biomatériaux permettant la confection de matériels implantables sans risques toxiques et bien acceptés par le receveur. Néanmoins, l'implant demeure un corps étranger dont les performances fonctionnelles se trouvent progressivement réduites à cause de son incapacité à s'intégrer aux tissus vivants.

Une troisième génération de biomatériaux fait l'objet de recherches actuelles et va bénéficier des progrès récents du génie tissulaire liés à l'essor des biotechnologies pour aboutir à des systèmes hybrides en associant des matériaux inertes à un composant cellularisme [4].

II.2. La biocompatibilité

II.2.1. Définition

Est la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte [5].

La biocompatibilité n'est alors plus seulement perçue en termes négatifs (Propriétés que le matériau ne doit pas avoir) mais comprend aussi les effets positifs souhaités (réponse induite). Nous retiendrons donc la définition suivante : "la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives" [6].

II.2.2. Les différents types de biocompatibilité

- La biocompatibilité structurale : La biocompatibilité structurale résulte d'une adéquation entre les propriétés de la structure introduite et celle du milieu biologique hôte. Le biomatériau doit ainsi pouvoir s'insérer dans l'organisme sans créer de contraintes particulières [7].
- La biocompatibilité surfacique : La biocompatibilité surfacique peut se définir par la capacité d'un matériau à favoriser ou non les interactions avec les tissus environnants [8].

II.3. Les biomatériaux

Sont tout matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical, destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps. Ils se différencient des médicaments en ce sens qu'ils ne réalisent pas leur objectif thérapeutique principal par un effet chimique à l'intérieur de l'organisme et n'ont pas besoin d'être métabolisés pour être actifs. Ils doivent ainsi être considérés comme des matériaux avancés, mais avec la dimension supplémentaire de la biocompatibilité, qui leur impose de « réconcilier » des paramètres scientifiques et techniques avec la biologie humaine. Une autre définition utilisée en biologie et en médecine : les biomatériaux sont tout matériau, naturel ou non, comprenant tout ou partie d'une structure vivante ou d'un appareil biomédical qui exécute ou

remplace une fonction naturelle. Les différents types de biomatériaux sont : les biomatériaux-céramiques- polymères- Alliages métalliques et métaux- Matériaux d'origine naturelle (corail, cellulose,...) [9].

II.4. L'élaboration des biomatériaux

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc.). Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique. Ainsi la stérilisation est une étape obligatoire. Différents procédés sont proposés mais l'irradiation aux rayons gamma sur le matériau préemballé est aujourd'hui recommandée [10].

II.5. Les caractéristiques de biomatériaux

Les propriétés des biomatériaux peuvent être classées selon trois domaines principaux :

- Caractéristiques mécaniques ;
- Caractéristiques physico-chimiques ;
- Caractéristiques biologiques.

II.5.1. Caractéristique mécanique

Les propriétés mécaniques doivent être aussi proches que possible des propriétés de l'organe remplacé. Elles doivent être garanties après implantation. Comme par exemple Coefficient de poisson de l'os (0.27) est proche de la valeur de l'acier inoxydable (0.3).

II.5.2. Caractéristiques physico-chimiques

Le matériau ne doit pas introduire de toxicité, ni par lui-même ni par ses produits de dégradation ou de relargage ou provoquer de réaction néfaste de la part de l'organisme hôte (carcinogénicité, réaction immunitaire ou de rejet, thrombose).

Les propriétés physico-chimiques ont également une importance au niveau de la stérilisation.

II.5.3. Caractéristiques biologiques

Les caractéristiques biologiques se définissent par les interactions entre la matière artificielle (alliage, céramique, polymère,...) et les milieux vivants [11].

II.6. Classification des biomatériaux

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel.

On peut dire que quatre grandes catégories de biomatériaux peuvent être envisagées

- Les métaux et alliages métalliques.
- Les céramiques au sens large.
- Les polymères et la matière "molle".
- Les matériaux d'origine naturelle.

Les matériaux minéraux peuvent être divisés en deux grandes catégories, à savoir les métaux purs et les alliages. Le mélange de métaux pour produire des alliages améliore leurs propriétés mécaniques ou chimiques [9].

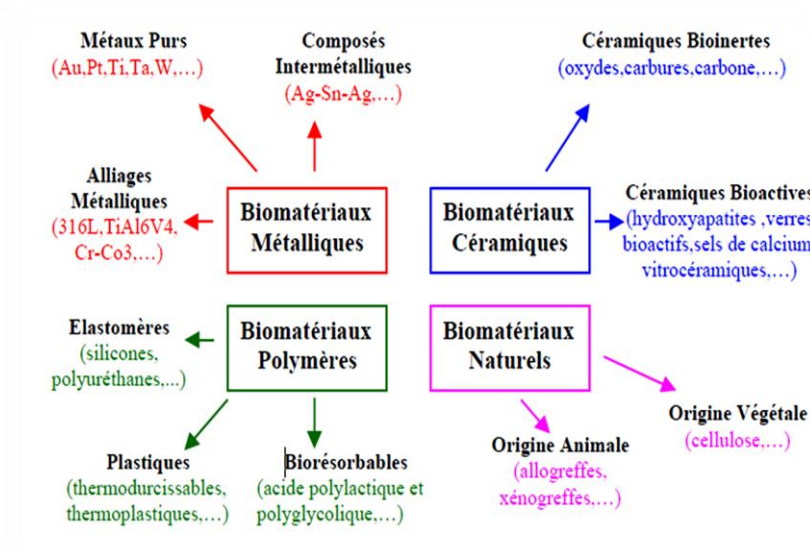


Figure II.2. Classification des biomatériaux [12].

II.6.1. Les métaux et alliage métallique

Ce sont les premiers matériaux à avoir été utilisés pour faire des implants. Le plus important par volume est l'acier inoxydable, encore largement utilisé en chirurgie orthopédique. L'intérêt de l'acier inoxydable dans ce domaine réside dans ses propriétés mécaniques. Il faut également mentionner le titane, qui est utilisé principalement en chirurgie orthopédique et pour réaliser des implants dentaires. On le trouve également dans les stimulateurs cardiaques et les pompes implantables. L'un des avantages principaux du titane est sa bonne biocompatibilité : l'os adhère spontanément au titane.

Les alliages à mémoire de forme sont une variante intéressante de cette catégorie. On utilise également des alliages cobalt, chrome, molybdène, du tantale.

a. Les aciers inoxydables

Les aciers inoxydables jouent un rôle majeur dans d'innombrables domaines : vie quotidienne, industrie mécanique, agroalimentaire, chimie, transports, médecine, chirurgie, etc. Ce sont des aciers, alliages de fer et de carbone, auquel on ajoute essentiellement le chrome qui, au-delà de 12 à 13 %, produit la résistance souhaitée à l'oxydation [13].

Et l'intérêt de l'acier inoxydable dans ce domaine réside dans ses propriétés mécaniques.

- Résistance à la chaleur ;
- Résistance au froid ;
- Facilité de transformation ;
- Résistance mécanique ;
- Résistance à la corrosion.

Propriétés	Valeurs
Modules d'Young	190 à 200 GPa
Coefficient de poisson	0.3
Limite élastique	217 MPa
Résistance à la traction	520 à 645 MPa
Allongement à la rupture	40-68 %
Densité	7.9
Coefficient de dilatation thermique moyen de 20 à 1000°C	$16,5 \text{ à } 19,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
Résistivité électrique	74 $\mu\Omega \cdot \text{cm}$
Dureté	95 HRB, 136 HV
Conductibilité thermique	$14,6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$

Tableau II.1. Propriétés mécaniques des aciers inoxydables 316 et 316L. [13].

b. Les alliages de cobalt-chrome

Le principal avantage de ces alliages est leur grande résistance à l'usure. Cette caractéristique leur vaut d'être utilisés dans des applications où le frottement est important, comme les prothèses de la hanche et les valves cardiaques. Cependant, leur coût est légèrement supérieur à celui des aciers inoxydables [13].

c. Le titane et ses alliages

D'utilisation plus récente, les alliages de titane possèdent une résistance à la corrosion exceptionnelle. Leur légèreté (4,3 g/cm³ pour le titane, comparativement à 7,9 g/cm³ pour l'acier) et leur grande résistance mécanique sont également des atouts majeurs. Leur utilisation est de plus en plus importante et ce, malgré leur coût élevé. Certains alliages spéciaux de titane, appelés nitinol (titane + 55% de nickel), possèdent une propriété particulière, appelée « mémoire de forme ». Par un

changement de température, qui entraîne une modification de la structure cristalline du matériau, l'implant peut changer de forme. Cette caractéristique permet, par exemple, de le déformer pour l'introduire dans un cathéter et de le voir reprendre sa forme, une fois mis en place (grâce au réchauffement du dispositif).

Plusieurs travaux sur les applications biomédicales des alliages à mémoire de forme sont disponibles [3,4]. Cependant, la résistance à l'abrasion des alliages de titane est limitée. Il est toutefois possible de traiter leur surface pour en augmenter la dureté [14].

c.1. Le titane pur : Le titane pur est un métal de la colonne IV_B de la classification périodique des éléments présentant deux structures cristallographiques différentes stables respectivement à basse et à haute température : la phase α et la phase β .

c.2. Les alliages de titane : Le titane étant un métal de transition, il peut former des solutions solides avec un grand nombre d'éléments d'addition.

➤ **Le titane pur (phase α)**

Qui est utilisé depuis longtemps dans les sens cardio-vasculaires ou comme barre tutrice en orthopédie. La pureté du titane utilisé pour ces applications va du grade 1 à 4, soit entre 99,5 et 98,5%. Cependant, malgré ses nombreux avantages, le titane pur ne peut pas être utilisé dans la conception de prothèses orthopédiques en raison de sa faible résistance mécanique.

➤ **Les alliages de type ($\alpha + \beta$)**

Ces alliages sont également dits « duals », car le titane s'y retrouve sous ses deux structures α et β . La présence dans la texture des grains hexagonaux compacts et des grains cubiques centrés permet de combiner une grande résistance à la corrosion et un module d'élasticité élevé. L'alliage de ce type le plus employé dans le domaine médical est le Ti-6Al-4V.

➤ **Les alliages à base de titane β métastable**

Les aciers inoxydables jouent un grand rôle dans d'innombrables domaines : vie quotidienne, industrie mécanique, agroalimentaire, chimie, transports, médecine, chirurgie, etc. Ce sont des aciers, alliages de fer et de carbone, auquel on ajoute essentiellement le chrome qui, au-delà de 12 à 13 %, produit la résistance souhaitée à l'oxydation.

D'autres éléments peuvent être ajoutés, notamment le nickel qui améliore les propriétés mécaniques en général et la ductilité en particulier, et d'autres éléments comme le molybdène ou le titane qui améliore la stabilité de l'alliage pour des températures autres que l'ambiante ainsi que des éléments à hauts points de fusion comme le vanadium et le tungstène accompagné en général d'une augmentation de la teneur en chrome, pour obtenir la résistance aux hautes températures au contact d'une flamme (aciers réfractaires).

Le choix d'un acier inoxydable est basé sur une série de critères dont certains sont en relation directe avec son excellente résistance à la corrosion. Cette propriété donne au matériau inoxydable une durée de vie quasi exceptionnelle dans la très grande majorité de milieux et donc des applications [15].

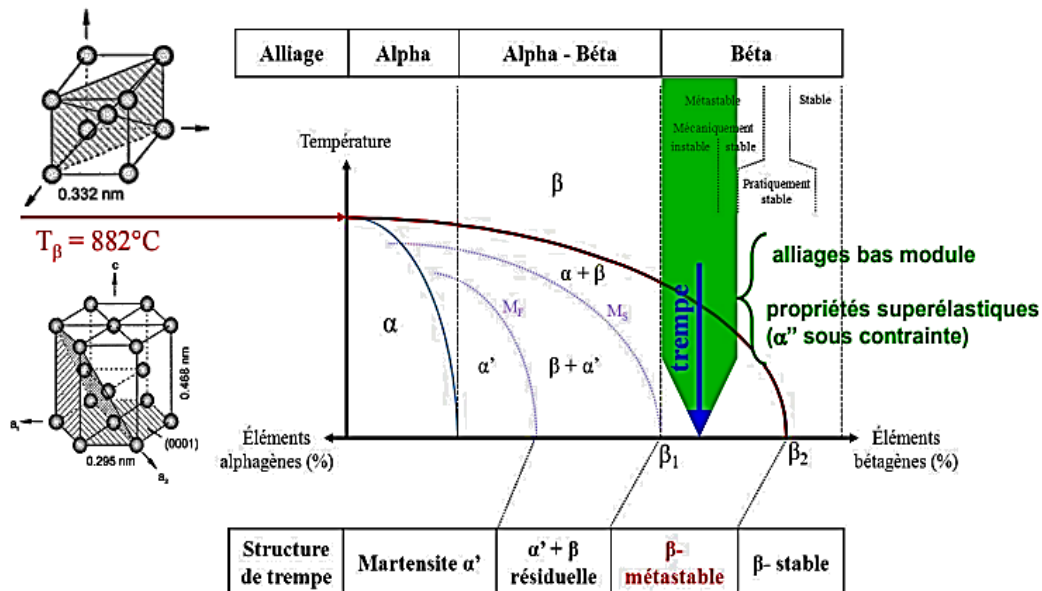


Figure II. 3. Classification des alliages de titane en fonction de leur composition chimique [16].

❖ Applications biomédicales des matériaux métalliques

MATERIAUX	DOMAINES D'APPLICATION	ÉLÉMENTS
Titane et alliages de titane	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive	Titane, aluminium, vanadium
Alliages de cobalt-chrome	Implants articulaires, implants dentaires	Cobalt, chrome, molybdène, fer, nickel
Aciers inoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses	Fer, chrome, nickel, manganèse, molybdène

Tableau II.2. Les applications biomédicales des matériaux métalliques [14].

Les principaux problèmes mal résolus concernant les métaux et alliages métalliques sont :

- Corrosion électrochimique et durabilité ;
- Mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions protéine/métal ;
- Réactions immunitaires et d'hypersensibilité ;
- Adaptation des propriétés mécaniques ;
- Propriétés de frottements et problèmes de débris.

II.6.2. Les polymères

Ils sont des matériaux organiques (C,H,O,N,P,S) constitués par des chaînes moléculaire très longues d'atomes de C sur lesquels sont fixés des groupements d'atomes comportant de H, Cl, S, N

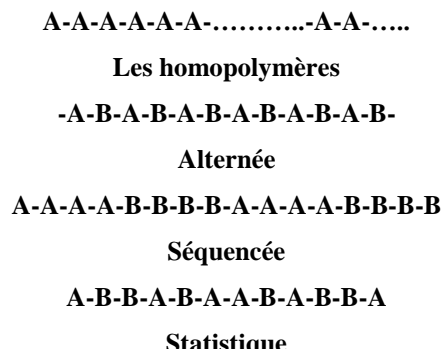


Figure II. 4. Arrangements possibles dans un polymère [17].

Un polymère est constitué de molécules géantes produites par la répétition d'une molécule de base ou monomère. Le nombre de monomères peut aller de quelques centaines à quelques milliers d'unités par molécule géante. Un polymère peut être fait d'un seul type de monomère ou de deux types de monomères, dans ce cas on parle de copolymère [17].

II.6.2.1. Les classes des polymères

Les polymères sont bien adaptés aux applications biomédicales en raison de la grande diversité de leurs propriétés.

a. Les homopolymères

Les homopolymères sont des polymères qui sont faits avec un même motif monomère. La (Figure montre les différents homopolymères utilisés dans la médecine, comme le poly (méthyl méthacrylate) (PMMA) qui présente l'avantage d'une très bonne transmission de la lumière [18].

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



Figure II. 5. Cupule en polyéthylène [19].

b. Les copolymères

Ce sont un autre type important des polymères utilisés dans les applications biomédicales [19].

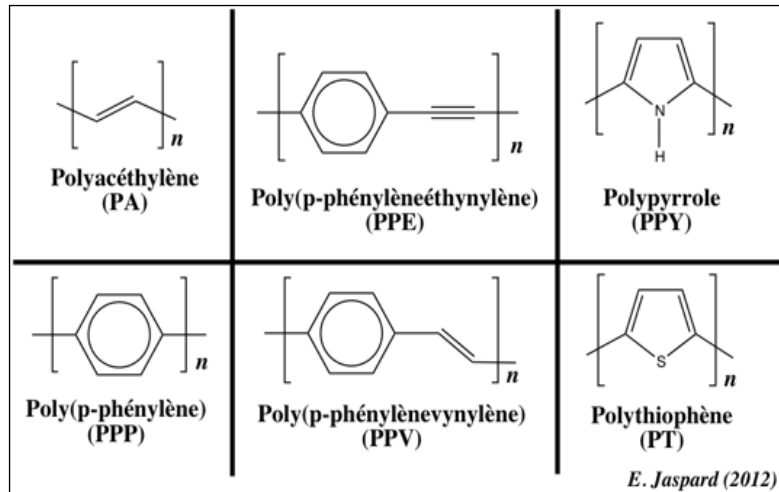


Figure II.6. Copolymères et leurs monomères de base utilisés dans la médecine [21].

c. Les polymères bio-résorbables

L'ablation du matériel implanté nécessite une deuxième opération avec tous ces inconvénients. Laisse remplace 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 [19].

II.6.2.2. L'utilisation des polymères dans le Domain des implants

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

Tableau II.3. Utilisation de polymères synthétiques en médecine [22].

II.6.2.3. Les avantages des polymères

- Une bonne stabilité chimique qui explique une excellente résistance à la corrosion ; pour de nombreuses applications, que ce soit dans l'environnement biologique, les milieux alimentaires, l'atmosphère... ;
- Une faible densité qui conduit à des produits particulièrement légers ;
- Une mise en forme en règle générale très facile, à relativement basse température, rendant possible la fabrication économique de pièces de formes complexes pouvant intégrer plusieurs fonctions ;
- La facilité et la diversité de conditionnement (fluides plus ou moins visqueux, pâtes, fibres tissées ou non, mousses, solides) [23].

II.6.2.4. Les inconvénients des polymères

- Propriétés mécaniques modestes qui interdisent de les employer pour la réalisation de structures subissant des mises en charge importantes ;
- Les composites à matrice organique représentent une des solutions possibles à ce problème ;
- Faible module d'élasticité qui peut, dans certains cas, constituer un inconvénient, mais dans d'autres, au contraire, représenter un avantage, permettant des déformations importantes sans rupture ;
- Limitation en température : pour beaucoup de polymères, les propriétés mécaniques en particulier sont déjà fortement réduites à des températures modérément élevées ;
- Sensibilité plus ou moins marquée à l'environnement (bio détérioration) ; cette dernière propriété pouvant d'ailleurs être recherchée pour des applications spécifiques ;
- Absence ou mauvaise radio-opacité ; là encore, cette propriété peut être intéressante pour mieux suivre la réparation tissulaire [23].

II.6.3. Les matériaux d'origine naturelle

Différentes applications des matériaux d'origine naturelle :

- cosmétologie et chirurgie esthétique ;
- pansements et éponges hémostatiques ;
- implants oculaires et pansements ophtalmologiques ;
- reconstitution de tissus mous et durs à l'aide de mélanges collagène-facteurs de croissance-hydroxyapatite.

II.6.3.1. Les céramiques

La technologie d'ingénierie de la céramique technique aide à résoudre de plus en plus de problèmes d'ingénierie dans les domaines mécanique, électrique, électronique et médical avec des applications dans divers domaines tels que l'automobile, l'électricité, la fabrication, la consommation et la communication. Le terme céramique recouvre les matériaux non métalliques et inorganiques qui subissent un traitement thermique appelé frittage lors de leur préparation.

La céramique se distingue par une température de fusion élevée et un comportement cassant, qui déterminent les domaines de son application. Ils comprennent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures et des composés métalliques. Dans le domaine des biomatériaux, on retrouve principalement l'alumine et la zircone utilisées dans les têtes des articulations de la hanche ainsi qu'en dentisterie pour les implants dentaires [22].

A. Les classes des céramiques

Les céramiques utilisables en chirurgie sont appelées biocéramiques. Suivant leur niveau de réactivité et leur vitesse de dégradation dans l'organisme, on distingue :

- **Les céramiques inertes**

Essentiellement représentées par la zircone (ZrO_2) et l'alumine (Al_2O_3) partiellement stabilisés. Elles sont insolubles en milieu physiologique.

- **Alumine :**

La première grande céramique monocristalline à être utilisée était l'alumine. Il a d'abord été lié au polyéthylène, puis lié à une paire d'alumine et d'alumine. Il s'agit d'alumine, dont les grains de 3 à 5 microns fournissent une densité supérieure à 3,94, avec une pureté initiale de 95%, atteignant aujourd'hui plus de 99%. L'alumine est une céramique très dure avec une nano-dureté très proche de 23 GPa. La résistance à la compression est égale à 4500 MPa, avec un coefficient de frottement de 0,07 [24].



Figure II. 7.Cupule en alumine [25].

Les premiers tests tribologiques ont montré un taux de corrosion 50 fois meilleur que l'acier, cependant, ce type de céramique présente les inconvénients de ses qualités, à savoir :

- Module de Young de 400 GPa, ce qui réduit la résistance à la flexion à 380 MPa et crée une grande fragilité ;
- D'une part, l'alumine a une mouillabilité élevée en raison de l'angle θ de 45° et est très saturée, ce qui peut paraître intéressant dans un milieu biologique saturé en ions calcium.

➤ **Zircone:**

La zircone a une dureté inférieure à celle de l'alumine mais a un grain de moins d'un micron, et a une flexibilité 9 et une résistance beaucoup plus élevée que l'alumine, ce qui a permis la production de têtes d'un diamètre de 22,2 mm permettant une comparaison de faible niveau des aciers à friction et des céramiques avec le même diamètre de tête.

Lorsque nous examinons les différentes propriétés inhérentes à l'alumine et à la zircone, nous voyons que le principal avantage de la zircone est certainement un module de Young élevé, avec une très bonne résistance à la flexion et une ténacité beaucoup plus élevée que l'alumine, et par conséquent, l'École nationale de céramique a pu développer des ressorts en zircone, qui semblent incompatibles avec les propriétés de l'alumine. En revanche, la zircone a une très mauvaise



Figure II.8. Cupule en zircon [16].

conductivité thermique ce qui en fait un très bon isolant, mais ce n'est pas forcément une qualité pour le couple de frottement. Les tests tribologiques ont montré que les têtes en zircone 22.2 et 28 causent 2,4 moins d'usure que les meilleures têtes en cobalt. [26]

Propriétés	Al ₂ O ₃	ZrO ₂
Masse volumique (g/cm ³)	3.9	5.9
Module de Young (Pascal)	400	200
Résistance à la flexion (M. Pascal)	380	800-1500
Ténacité (M. Pascal)	2 à 3	7 à 19
Conductivité thermique	25-35	1.2-3

Tableau II.4. Principales propriétés de l'alumine et de la zircone.

- **Les céramiques réactives (résorbables ou non résorbables)**

Les céramiques réactives non résorbables sont très peu solubles. Les plus intéressantes à l'heure actuelle sont l'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10} [\text{PO}_4]_6 [\text{OH}]_2$) et les bio-verres à base de SiO_2 , P_2O_5 , CaO .

Les céramiques réactives résorbables sont très solubles au pH de l'organisme et disparaissent en quelques semaines. Le principal représentant de ce type de céramique est le phosphate tricalcique $\text{Ca}_3(\text{PO})_2$. Les principaux problèmes mal résolus avec les céramiques sont :

- ✓ Les mécanismes de dégradation ;

- ✓ La durabilité ;
- ✓ La résistance à la fracture ;
- ✓ L'activité de surface ;
- ✓ L'adhésion des protéines ou des cellules en surface.

Avec les céramiques bio-résorbables, les problèmes sont :

- ✓ La mesure et le contrôle de la bio-résorption et l'effet sur le tissu local ;
- ✓ La calcification ;
- ✓ La connaissance des effets des enzymes sur la dégradation ;
- ✓ Les effets de la stérilisation sur la bio-résorbable ;
- ✓ Les effets sur la cicatrisation et la formation de l'os.

II.7. Utilisation des biomatériaux

Le corps humain, qui sera en contact direct avec les tissus et organes du corps. Dans ces tableaux, nous explorerons plusieurs domaines dans lesquels les biomatériaux sont utilisés.

Catégories	Domain d'application
Chirurgie orthopédique	Prothèses articulaires (hanche, coude genou, poignet), orthèses, ligaments, et tendons artificiels, cartilage, matériel de remplacement ou comblement osseux, chirurgie de rachis, réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches),
Endocrinologie	Pancréas artificiel, pompes portables et implantables
Cardiovasculaire	artificiel, assistance ventriculaire, stimulateurs cardiaques, prothèses et endo-prothèses vasculaires, matériels pour angioplastie lésionnelle, cathéters
Radiologie et imagerie	Produits de contraste, produits pour embolisation, produits pour radiologie interventionnelle
Chirurgie plastique et reconstructive	Matériaux et implants pour chirurgie esthétiques, drains de chirurgie colles tissulaires, peau artificielle, structures résorbables
Ophtalmologie	Implants, lentilles, coussinets de récupération, produits visqueux de chambre postérieure
Odontologie et stomatologie	Matériaux de restauration, comblement dentaire et osseux, traitements prophylactiques, orthodontie, traitement du parodonte et de la pulpe, Implants, reconstruction maxillo-faciale
Urologie et néphrologie	Dialyseurs, poches, cathéters et tubulures pour dialyse, rein artificiel Portable, prothèse, matériaux pour l'incontinence.
Autres domaines	Systèmes de libération contrôlée de médicaments ou de gènes, biocapteurs, encapsulation cellulaire, néo-intestin

Tableau II.5. Quelque domaine d'application des biomatériaux [26].

Matériau	Domaine d'application
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, implants dentaires
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive
Aciers inoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
Poly tétra fluor éthylène	Implants vasculaires, chirurgie faciale
Polyuréthane	Urologie, implants mammaires, valves cardiaques, pacemaker (isolant)
Silicone	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
Polyéthylène	Sutures, implants vasculaires
Dacron	Implants vasculaires, ligaments, chirurgie du tube digestif
Polymathie-lmeth acrylate	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
Polyester	Sutures, implants vasculaires
Polypropylène	Sutures, ligaments
Polyamide	Sutures
Acides polylactiques et polyglycoliques	Sutures, implants biodégradables, support de médicaments implantables
Alumine	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
Carbone	Valves cardiaques, ligaments
Bioverres	Implants orthopédiques et dentaires
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables
Collagène	Remplacement tissulaires (tissus durs ou mous), cornée, cicatrisation
Xéno greffes, Allo greffes	Greffes vasculaires, valves cardiaques, tendons ligaments
Acide hyaluronique	Protections oculaires (lubrifiant), fluide synovial

Tableau II.6. Les biomatériaux les plus couramment utilisés [26].

Conclusion

La recherche en biomatériaux connaît aujourd'hui un grand développement et de plus en plus de laboratoires sont en cours de création avec davantage d'équipes de chercheurs afin d'augmenter l'espérance de vie humaine.

Dans le but de prolonger la vie du corps humain, le biomatériau est l'alternative la plus sérieuse des médecins. Ce domaine de la science des matériaux est en constante évolution, il nécessite une formation constante de spécialistes qui ont une grande connaissance du corps humain et de ses exigences mais aussi une très bonne connaissance des matériaux. Par conséquent, le domaine des sciences biomédicales est un domaine dont les exigences seront encore plus importantes dans la course à l'augmentation de la durée de vie des humains.

Dans ce chapitre, nous avons répertorié toutes les classes et caractéristiques des biomatériaux utilisés pour construire l'ensemble de l'articulation de la hanche.

N° Références bibliographiques de chapitre I

- [1] B. Rahal, "Elaboration d'un biomatériau à base de titane par frittage et sa caractérisation électrochimique en comparaison avec un implant classique". Mémoire de magister. Université d'Annaba. (2009)
- [2] M. Cymes, www.programme-television.org (2017).
- [3] site internet : www.banque-des-savoirs.com
- [4] N. Passuti, M. Baquey, M. Guillot, M. Reach, "Les biomatériaux", Fondation pour la recherche médicale. (2000), 2. www.frm.org.
- [5] D. Popovic, D. Naumovic, M. Bovet, C. Koitzsch, L. Schlapbach, P. Aebi, "Oxidation of Al-Pd-Mn quasicrystal surfaces ", Surf. Sci. 492 Elsevier(2001), 294-304.
- [6] S. D. Plant, D. M. Grant, L. Leach, "Behaviour of human endothelial cells on surface modified NiTi alloy", Biomaterials. Elsevier26(2005), 5359-5367.
- [7] H. LEFAIX, "Elaboration et caractérisation structurale d'alliages Ti45Zr38Ni17 hypertremes. Etude physico-chimique pour applications biomédicales". Thèse de Doctorat, Université Pierre et Marie Curie (2008).
- [8] J. B. Lhoest, E. Detrait, P. van den Bosch de Aguilar, P. Bertrand, "Fibronectin adsorption conformation, and orientation on polystyrene substrates studied by radiolabeling, XPS, and To F-SIMS", J. Biomed. Mater. Res. 41 (1998), 95-103.
- [9] Glossaire sur les biomatériaux, quelques définitions, www.pagesperso-orange.fr
- [10] Carine WIRTH« Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire » thèse de doctorat, Ecole Pratique Des Hautes Etudes, Sciences de la Vie et de la Terre .
- [11] Développement & Santé, Revue, « Les grandes familles de matériaux utilisés dans le milieu biomédical : les biomatériaux », septembre 2004.
- [12] D. Barraï, www.savoirs.essonne.fr, (2017).
- [13] Pierre-Jean CUNAT. « Critères de choix et structure -Aciers inoxydables-. Directeur technique EURO-INOX », Techniques de l'ingénieur.
- [14] J. LEVAIQUE ET D. MANTOVANI, « Les biomatériaux métalliques : de l'industrie à la salle d'opération ».
- [15] V.S. Muralidharan, "Role of anions in the dissolution, passivation and pitting of metals, areview". Corrosion Review, Elsevier 21 (2003), 327-347.

-
- [16] www.mathysmedical.com.(2017-2018)
- [17] A. Blaga. CBD-157-F. Propriétés et comportement des matières plastique http://irc.nrc-cnrc.gc.ca/pubs/cbd/cbd157_f.html
- [18] M. Benabid, "*La prothèse totale de la hanche à double mobilité (a propos de 23 cas)*". Université sidi mohammed ben abdellah, Maroc, (2010).
- [19] M. Fellah, "*Cours initiations aux biomatériaux*", 3^{ème} année GM université de Khenchela. (2015/2016).
- [20] M. Basso, <http://asia-hanche.com>, (2017).
- [21] D.E. Williams, "*Studies of initiation of pitting corrosion on stainless steels*", J. Electroanal. Chem 180 Elsevier (1984) 549-564.
- [22] J. Puget, livre, « Prothèse totale de hanche », Les choix.
- [23] Rainer Schmidt, Livre, « Comportement des matériaux dans les milieux biologiques, Application en médecine et biotechnologie ».
- [24] Hilaire BEWA, article, « Matériaux polymères biodégradables et applications Note de Synthèse II », Direction des Energies Renouvelables, des Réseaux et des Marchés Energétiques, 2006.
- [25] D. Bernache-Assollant, «*les biocéramiques*», Centre Ingénierie et Santé ENSM-SE
- [26] Pr Dominique Muster, Les médicaments et les biomatériaux service de Stomatologie, Chirurgie maxillo-faciale et Chirurgie plastique reconstructrice, CHU de Strasbourg.

Chapitre III

Modélisations numériques des différents modèles de prothèses

Introduction

La biomécanique s'intéresse aux principes de construction du corps humain et aux relations entre les structures et les fonctions du corps. Sa complexité nécessite des approches analytiques spécifiques et complexes afin de décrire, analyser et modéliser les différents systèmes biomécaniques impliqués. Avec le développement des technologies, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments de base aux méthodes expérimentales traditionnelles d'analyse du mouvement. Solides déformés, en particulier lorsque:

- les formes géométriques de ces corps sont compliquées ;
- les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire;
- les charges appliquées sont dynamiques ou statique.

Le dessin et le choix de matériau approprié font partie des facteurs de réussite d'une arthroplastie, pour cela ce travail a pour but d'étudier l'articulation du hanche ayant subi une arthroplastie totale c'est-à-dire étudier la prothèse totale du point de vue mécanique en faisant recours à la méthode des éléments finis par le moyen logiciel ABAQUS CAE.

III.1. ABAQUS CAE

ABAQUS/CAE, ou " Complete Abaqus Environnement". Il s'agit d'une application logicielle utilisée à la fois pour la modélisation et l'analyse de composants et d'assemblages mécaniques (prétraitement) et pour la visualisation du résultat de l'analyse par éléments finis.

Modélisation numérique

Dans ce chapitre en va faire l'étude sur quelques modèles de PTH (prothèse totale de la hanche).

III.2. Modèle SM

Abaqus ne reconnait pas des unités spécifiques donc il ne faut pas les ajouter quand vous faites entrer les valeurs. Toutes les données doivent être en unités consistantes donc les unités SI sont recommandées.

La création du modèle

Choisir **"With Standard/Explicit Model"** dans la fenêtre de **"Start Session"** qui apparaît à chaque fois lorsque en va lancez l'Abaqus/CAE.



Figure III.1. Interface ABAQUS.

La réalisation complète d'une simulation de notre problème (concentration de contraintes dans une prothèse totale de la hanche soumise à une charge concentrée) s'effectue après un passage successif dans les modules intégré dans le code de calcul ABAQUS suivant :

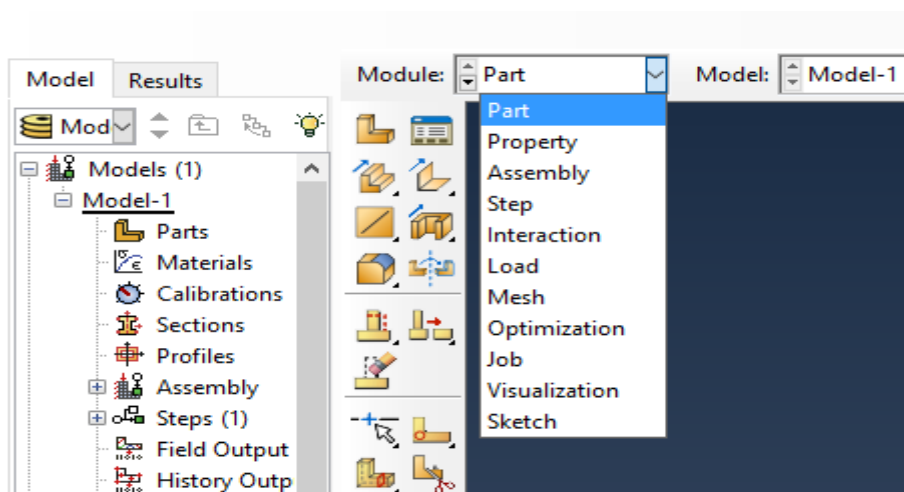



Figure III.2. Les modules de l'ABAQUS.

- **Part** définition et création des géométries ;
- **Property** Propriétés des matériaux ;
- **Assembly** Création d'un ensemble de part ;
- **Step** Type de calcul et sorties souhaitées ;
- **Interaction** liaisons (contacts) entre les parts ;
- **Load** Conditions aux limites du modèle ;
- **Mesh** Réalisation du maillage ;
- **Job** Paramètres et lancement du calcul ;

III.2.1. 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-cliquer 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".

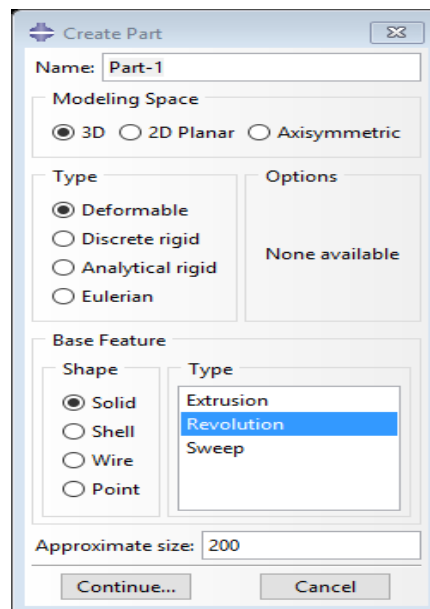


Figure III.3. Module Part.

ABAQUS/CAE va automatiquement entrer dans l'espace du dessin qui contient des outils qui vous permettront de produire un profile 3 dimensionnel de votre pièce.

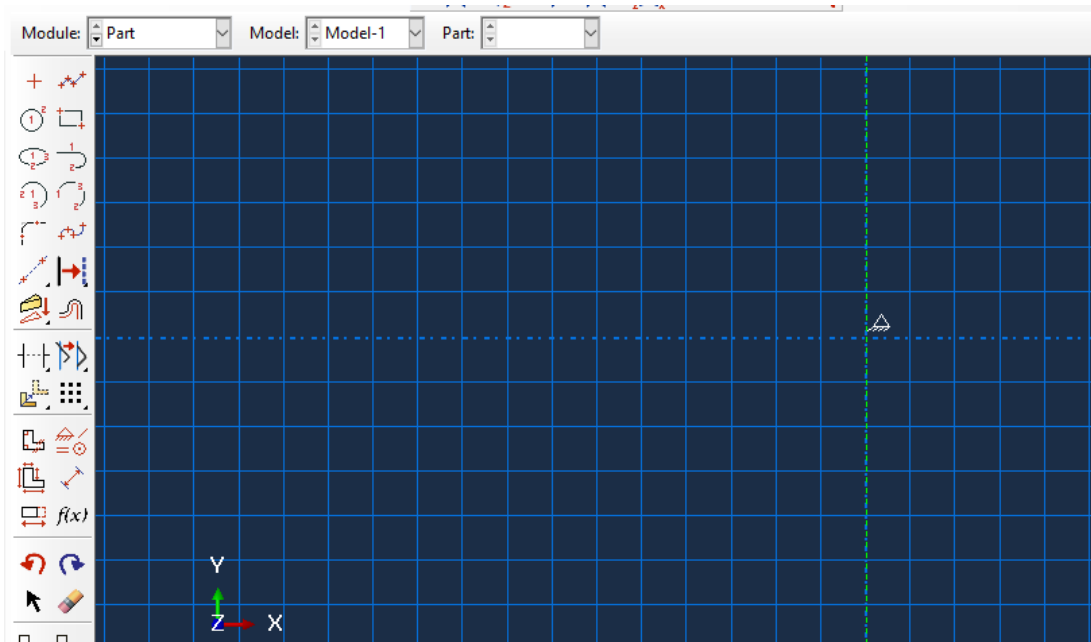


Figure III.4. L'espace du dessin.

Commençons maintenant à dessiner des pièces de prothèse

Dans la barre « tools », cliquez sur  « Create circle, center and perimeter » pour dessiner un cercle.

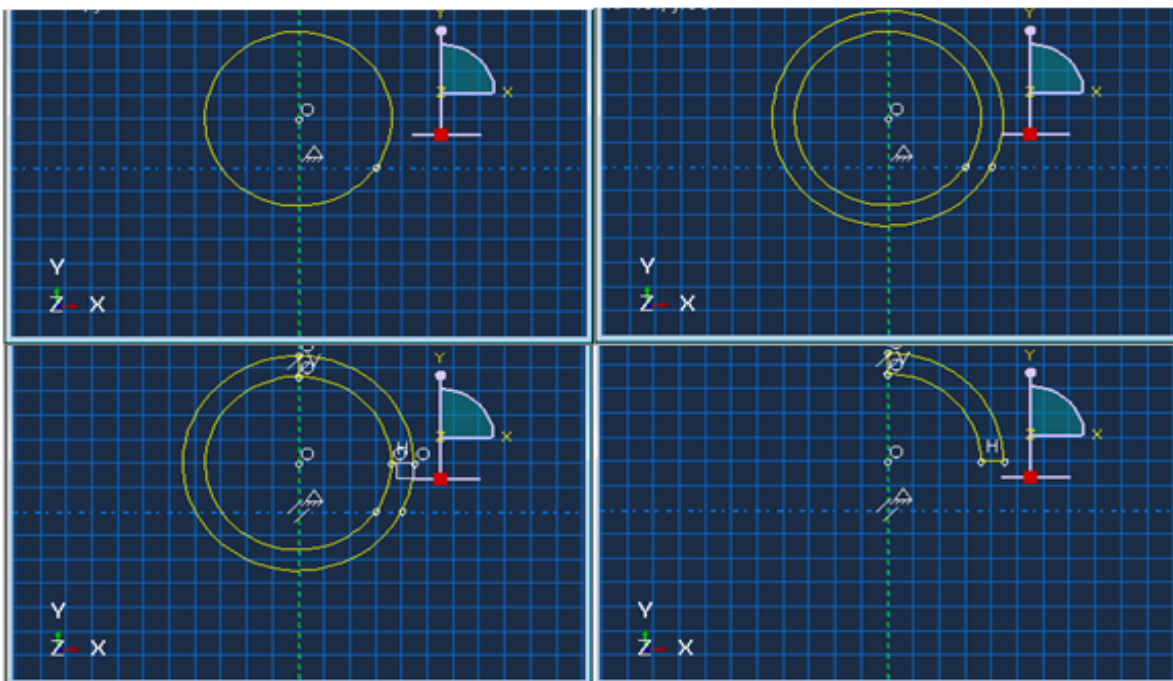
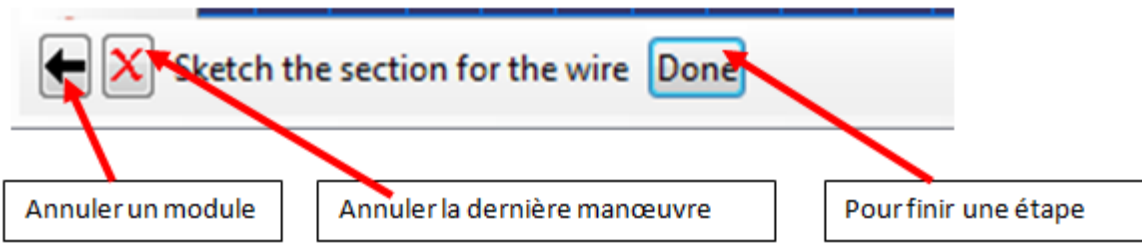


Figure III.5. Le plan 2D de la pièce.

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.

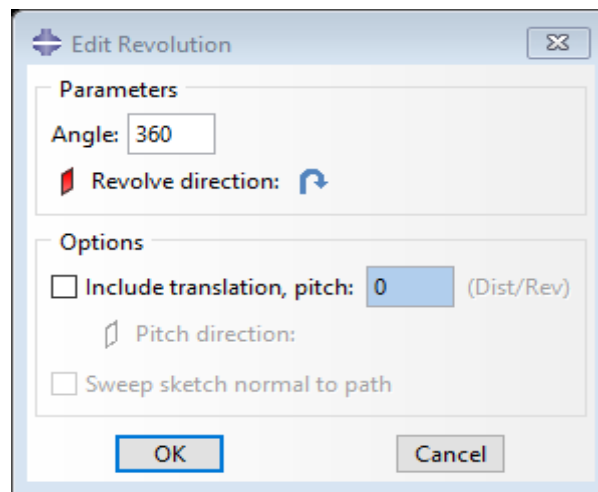


Figure III.6. Fenêtre de la création 3D.

La forme obtenue représente la partie supérieure de la prothèse (cotyle)

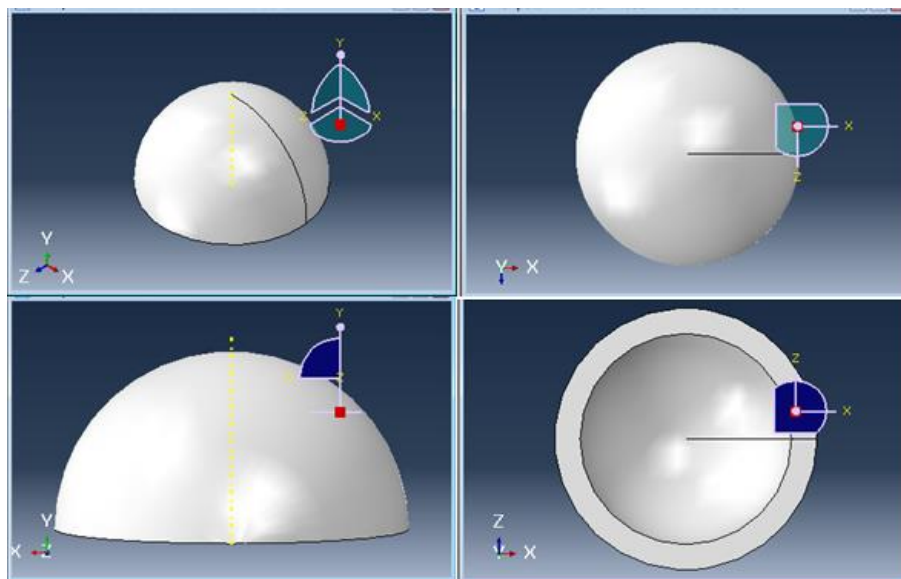


Figure III.7. Le modèle en 3D.

On utilisant la même méthode nous avons créé la deuxième pièce du modèle, en cliquant sur

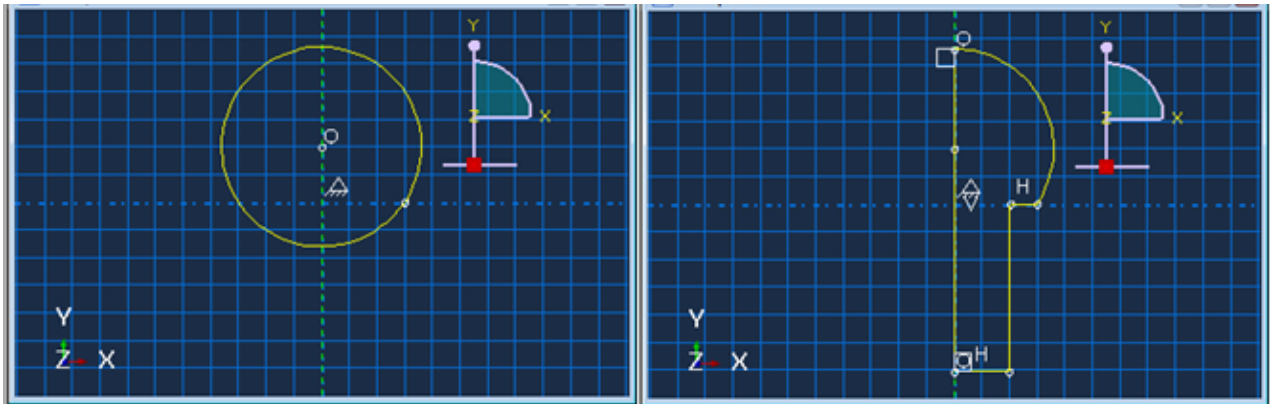




Figure III.8. La pièce en 2D.

Nous cliquons sur  et puis on clique sur  une fenêtre apparaît dans laquelle nous écrivons la mesure de l'angle (360°) et cliquons à nouveau sur **ok** pour nous montrer la forme que nous voulons dessiner.

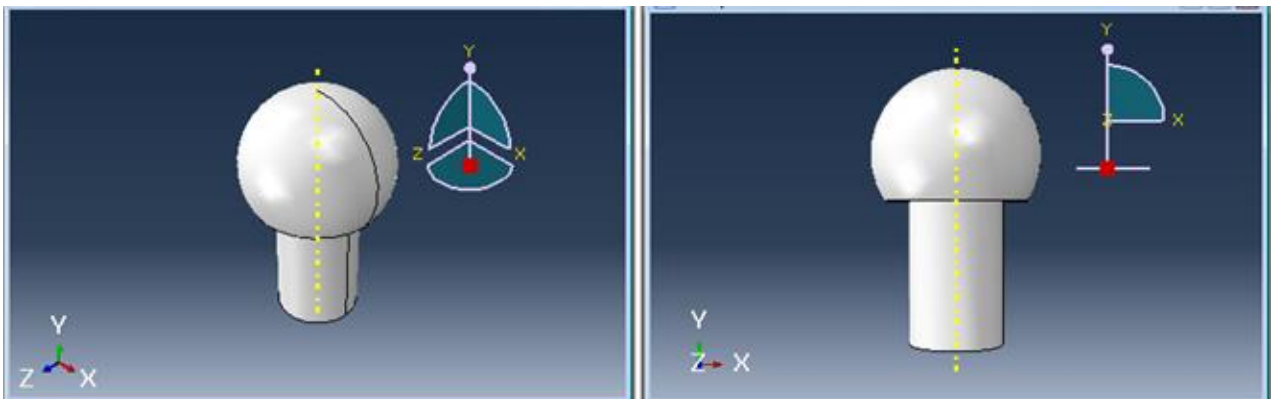




Figure III.9. La pièce en 3D.

III.2.2. Module Property

Pour terminer  cette étape, vous devez suivre ces étapes. Nous avons cliqués sur une petite  fenêtre apparaîtra, comme le montrent les images

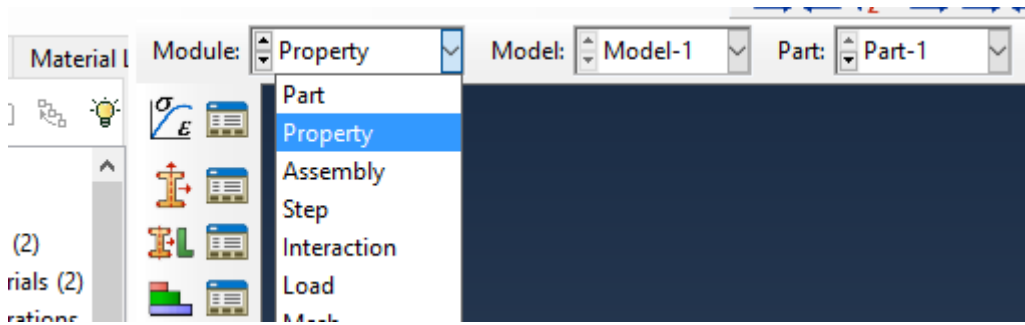


Figure III.10. Module property.

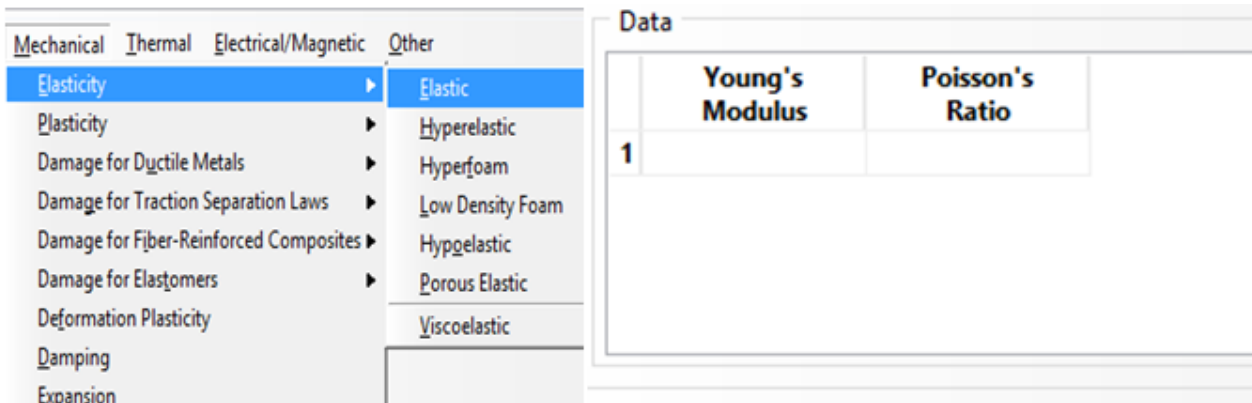



Figure III.11. Réglage des propriétés.

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

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.

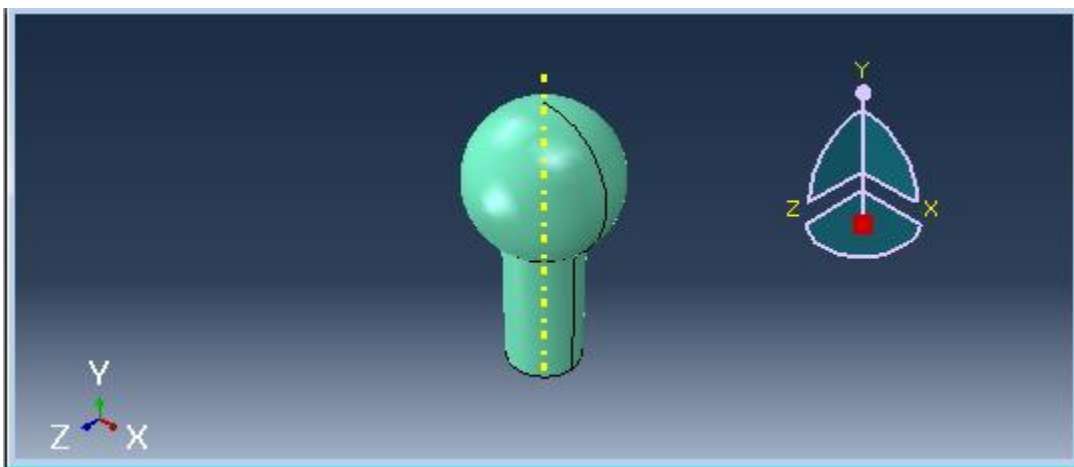


Figure III.12. La tige dans le module Property.

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

III.2.3. Module Assembly

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.

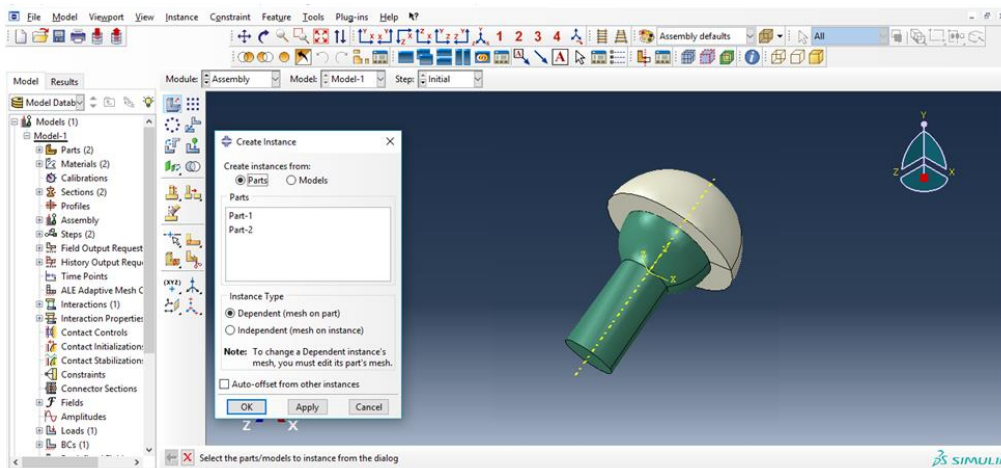



Figure III.13. L'assemblage de modèle en « Assembly ».

III.2.4. Module Step (Type de calcul et sorties souhaitées)

Cliquez sur  "Step" dans la barre de « tools »

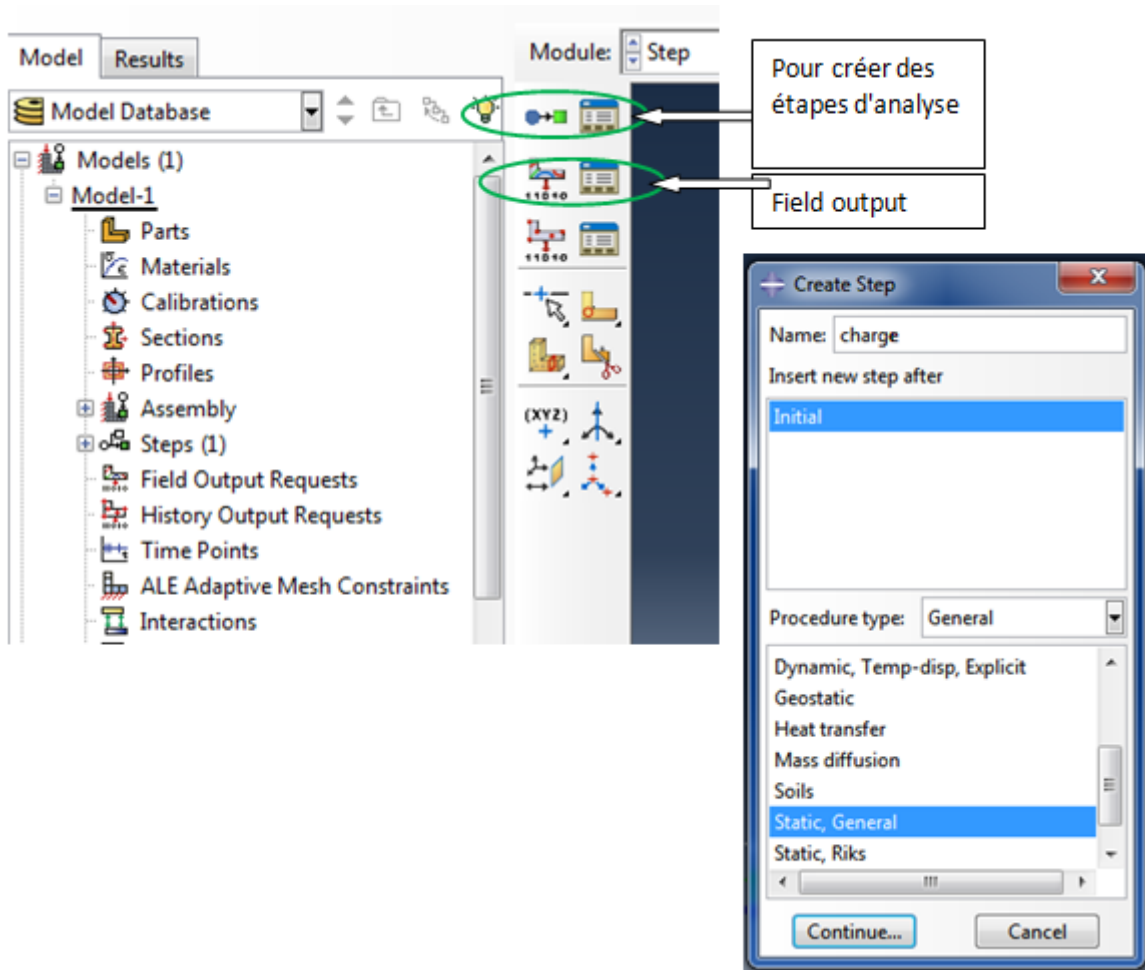


Figure III.14. Réglage de « Step ».

La boîte de dialogue "create step" apparaîtra. Nommez votre "step " et choisissez "Procedure" type "General Static"
 Cliquez sur continu puis ok dans la fenêtre qui apparaîtra.

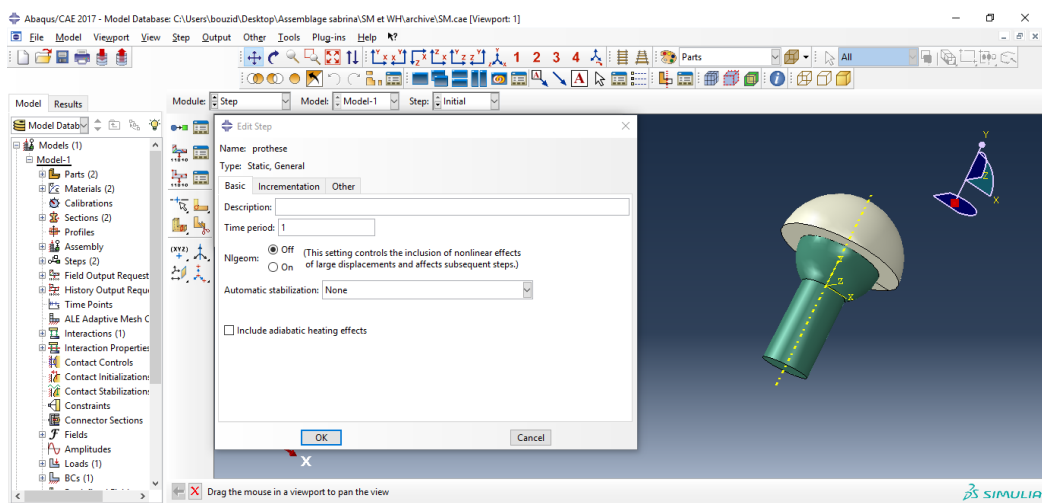



Figure III.15.Paramètre de « Step ».

III.2.5. 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**.

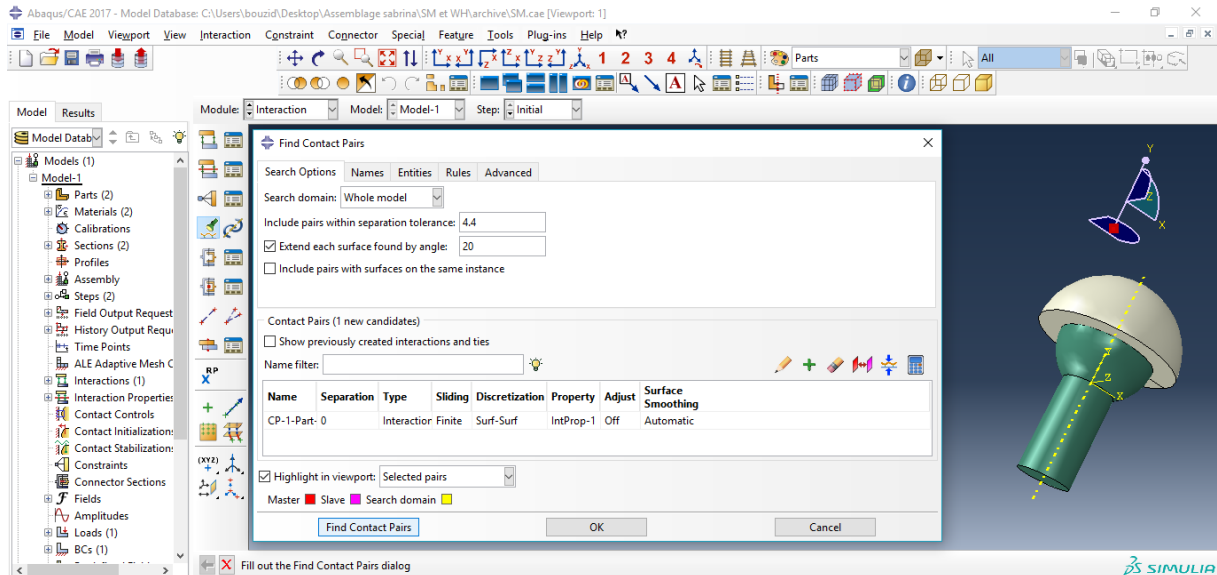


Figure III.16. Réglage dans « Interaction ».

III.2.6. Module Load

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

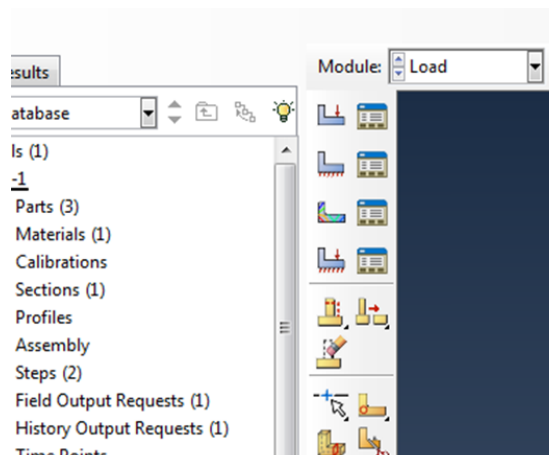


Figure III.17. Les fonctions dans « Load ».

-L'application de la charge : cliquez sur "**create Load**" pour que la fenêtre si dessous apparaisse ;
 Cliquez sur "**continue**", choisissez l'endroit ou appliquer la force et cliquez sur "**Done**" en bas de l'écran.

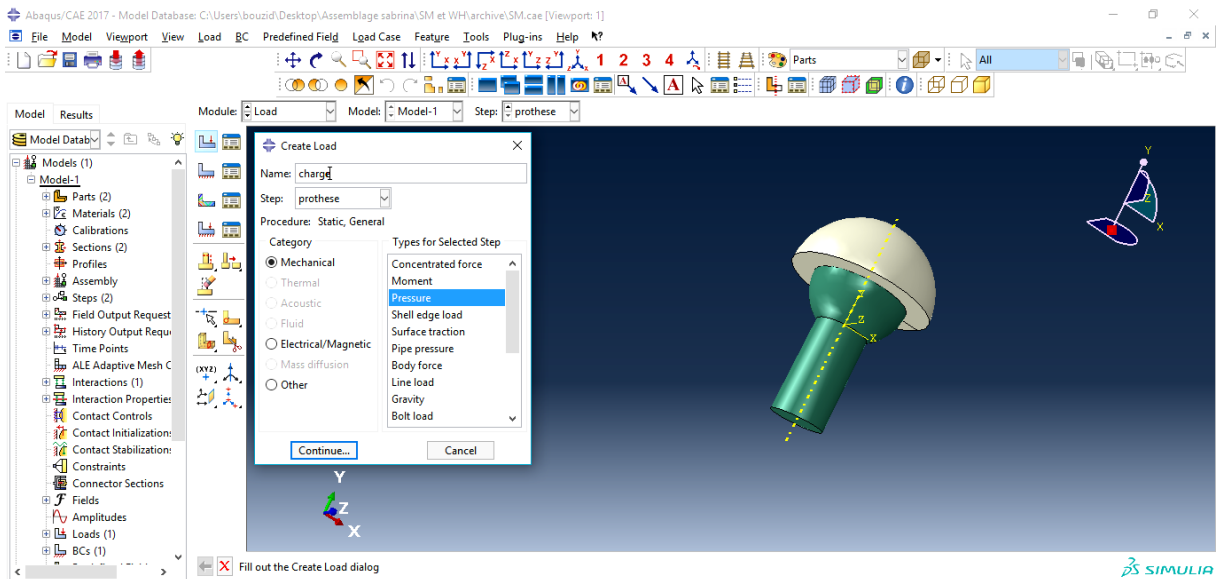


Figure III.18. L'application de la charge « Load ».

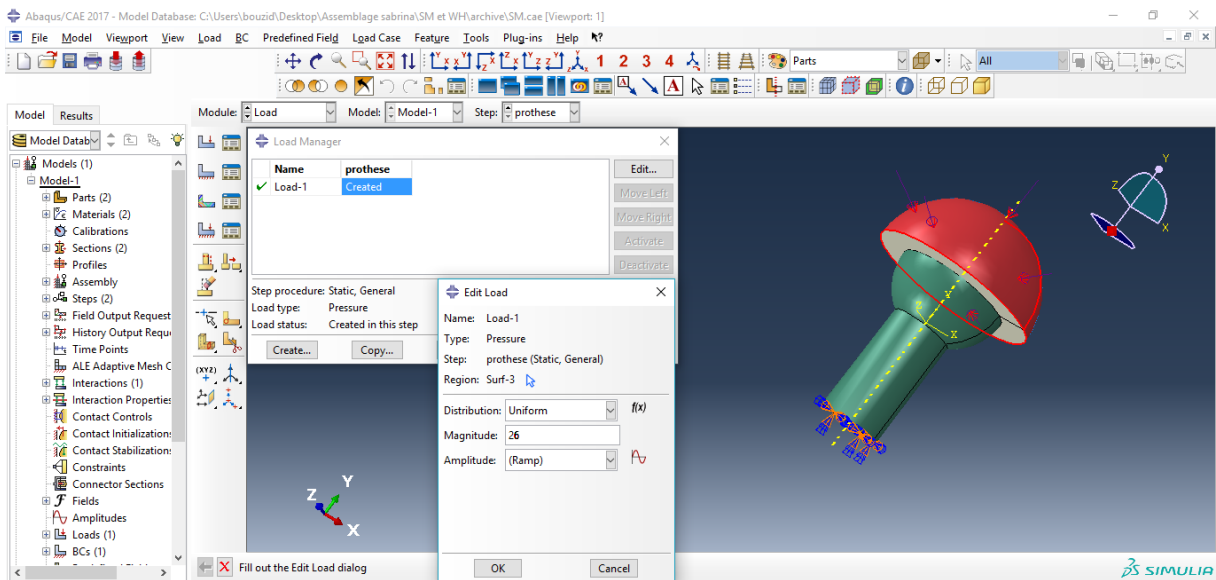


Figure III.19. Paramètre de la charge.

- 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 ».

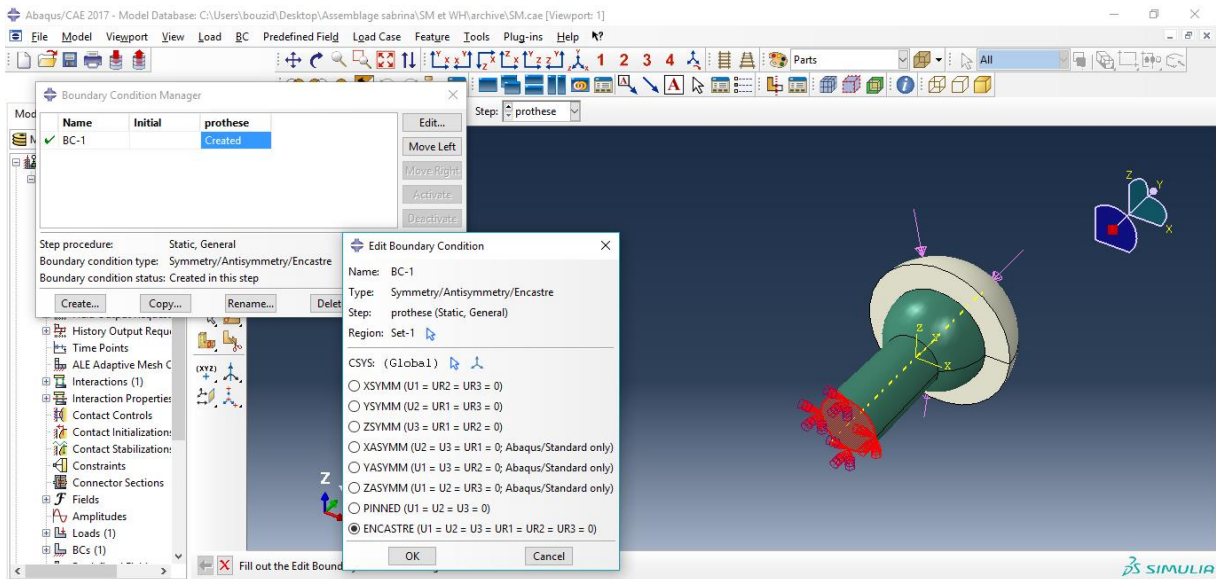


Figure III.20. L'encastrement du modèle.

III.2.7. Module Mesh (maillage)

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

Le maillage ce fait en 4 étapes:

- a. "Seed part": qui définit la taille des éléments dans la pièce.

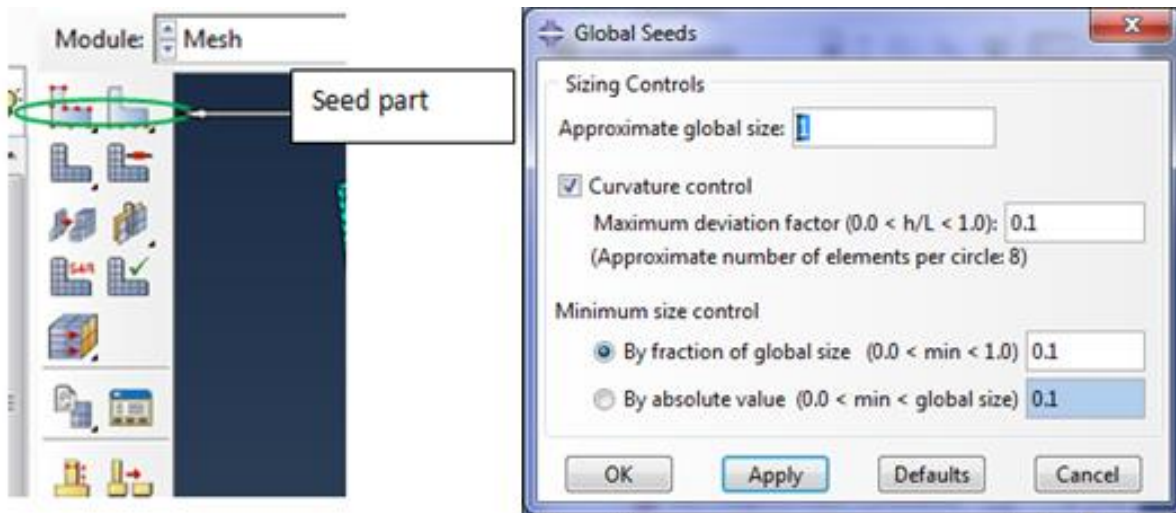


Figure III.21. Paramètres de Mesh.

- b. **Elément type**: la nature des fonctions de forme et équations différentielles utilisées.

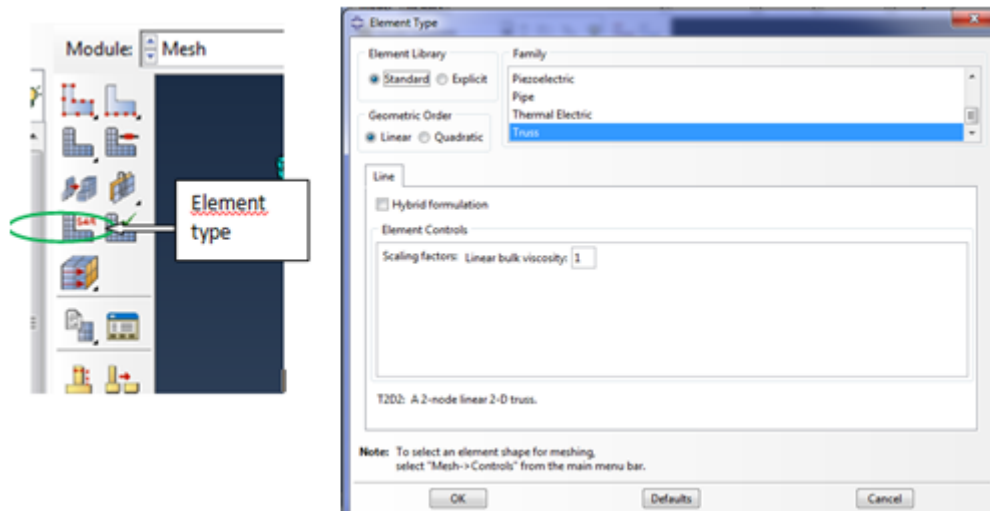


Figure III.22. La suite de réglage.

c. cliquez sur "Mesh part"

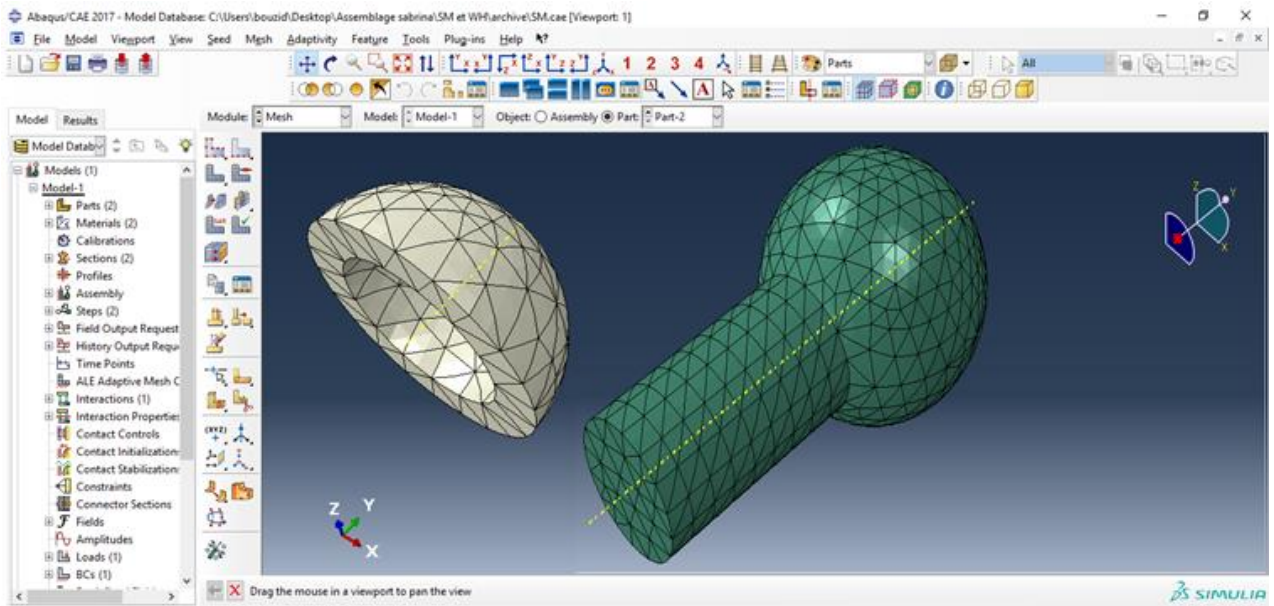


Figure III.23. Les pièces du modèle (séparer).

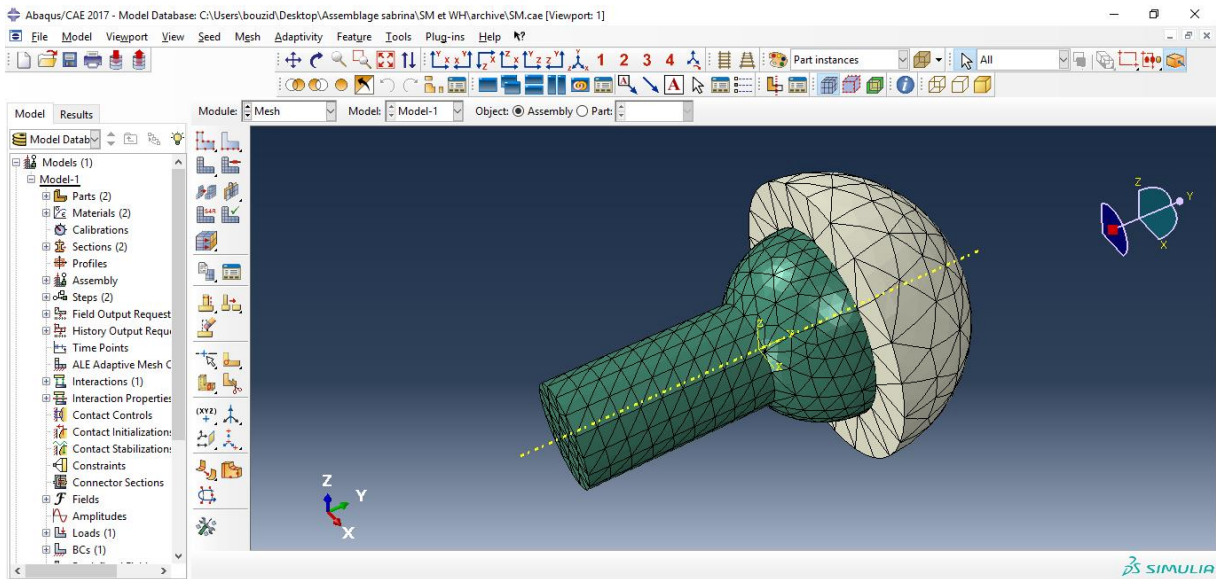



Figure III.24. Le modèle assemblé.

III.2.8. Module Job

C'est la dernière étape dans laquelle on trouve  une fenêtre dans où nous avons changé le nom et appuyez sur **continue** puis **ok**.

Après, on va cliquer sur l'icône  "**creat job**", la fenêtre suivante apparaitre a cliquez sur "**continue**", la fenêtre suivante apparaitra cliquez sur "**OK**" sans rien modifier.

Pour effectuer l'analyse cliquez sur le "**job manager**" et la fenêtre suivante apparaitra

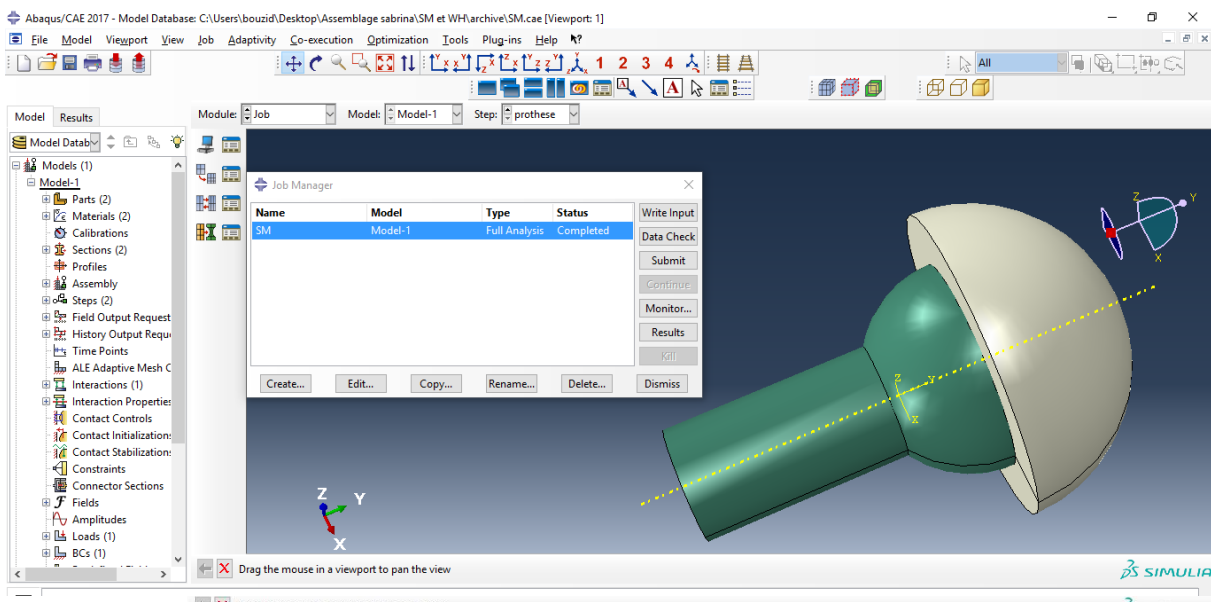


Figure III.25. Paramètre du modèle « Job ».

III.2.9. Exécution des résultats de simulation

- 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 un **Results** et le résultat apparaîtra.

III.3. Modèle SW

Le deuxième modèle a été obtenu suivant les mêmes étapes précédentes

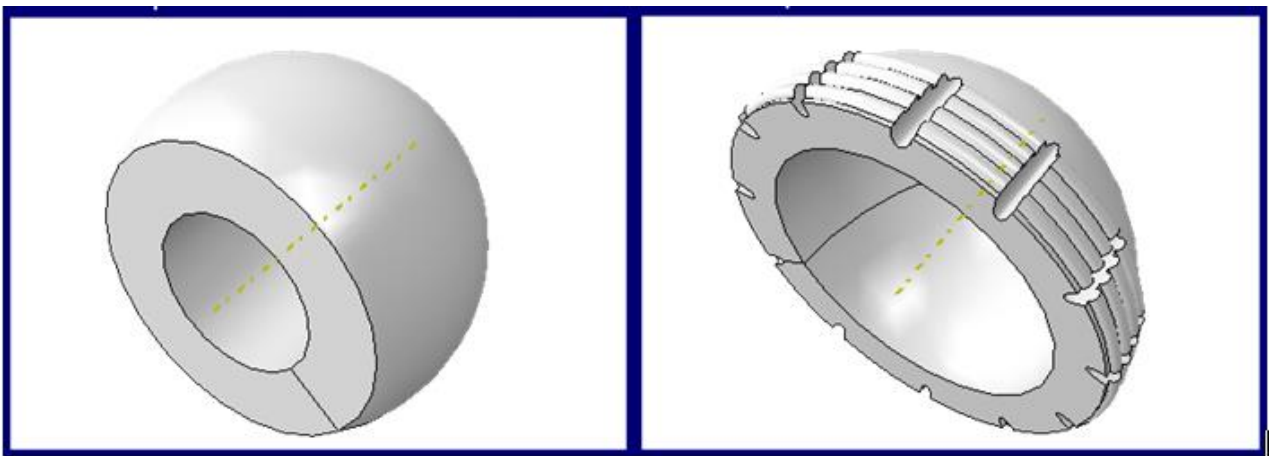


Figure III.26. a) Cupule b) Cotyle.

Cet assemblage est constitué de deux pièces avec des matières différentes, une Cupule en Alumine et une Cotyle en acier inoxydable.

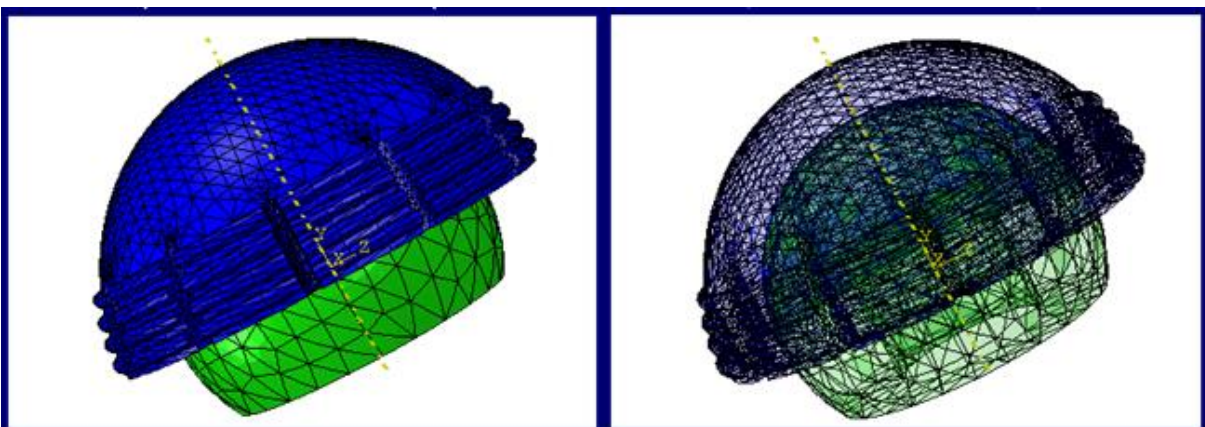


Figure III.27. L'assemblage du modèle 02.

III.4. Modèle WH

En tant que notre modèle WH est plus compliqué nous avons utilisé le SOLIDWORKS comme un programme de conception 3D pour le-préparer à la simulation.

III.4.1. SOLISWORKS (logiciel de conception)

Le logiciel de CAO Solid Works est un logiciel 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.

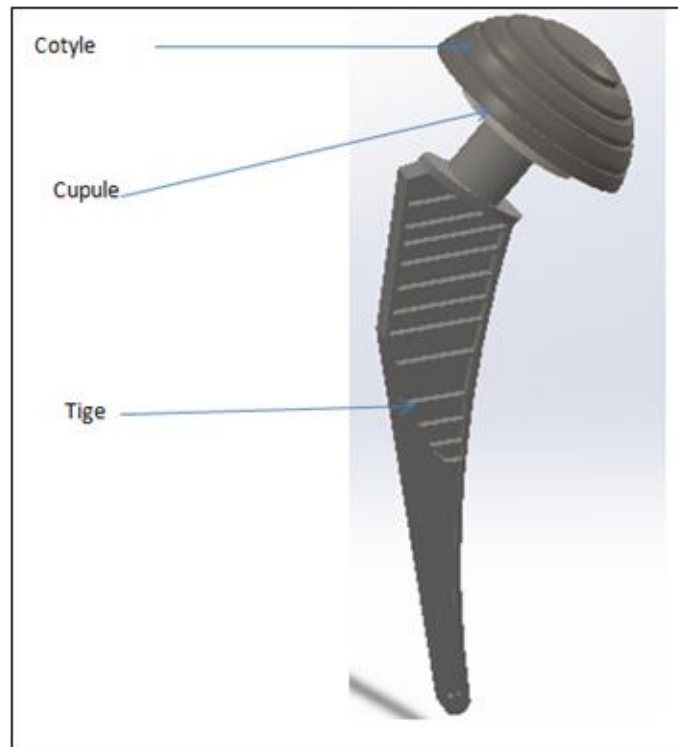


Figure III.28. Schéma du modèle WH.

III.5. Les matériaux utilisés dans les trois modèles

Composante	Matériaux	Coefficient de poisson	de	Module de Young
Cupule	acier inoxydable	0.3		210000
Cotyle	céramique (Alumine)	0.22		370000
Tige	acier inoxydable	0.3		370000

Tableau III.1. Les matériaux de chaque pièce.

III.6. Concentration de contrainte

La concentration de contrainte est un phénomène survenant lorsque la section d'une pièce varie de manière brutale : trou (perçage), rainure, épaulement, gorge, fond de fissure. Selon la théorie de Volker sen, il y a une concentration de contrainte aux bords des joints de colles qui augmente avec la longueur du joint.

- **Facteur de concentration de contraintes**

Le facteur de concentration des contraintes k_t est défini comme étant le rapport de la concentration maximale dans la zone de discontinuité (entaille, trou,...) à la contrainte dans la section nette:

$$K_t = \sigma_{\max} / \sigma_{\text{nom}}$$

Est calculable par les méthodes numériques comme la méthode des éléments finis ou par les méthodes analytiques pour les géométries simples.

Elle est également mesurable par les techniques d'analyse de contraintes expérimental est comme la photo-élasticimétrie, l'extensomètre ou encore les méthodes thermiques.

σ_{\max} :est calculable à l'aide des formules de résistance des matériaux.

III.7. Résultats de simulation (Abaqus)

Nous avons appliqué une force de 80 kg dans tous les modèles. Dans cette partie de notre travail, on a présentées les résultats d'une simulation de prothèse de hanche. Nous avons créé trois modèles différents de prothèse de hanche, où on a fixé le matériau et changer la forme, afin de faire une comparaison satisfaisante. Ce sont les résultats de nos modèles :

III7.1. Modèle SM

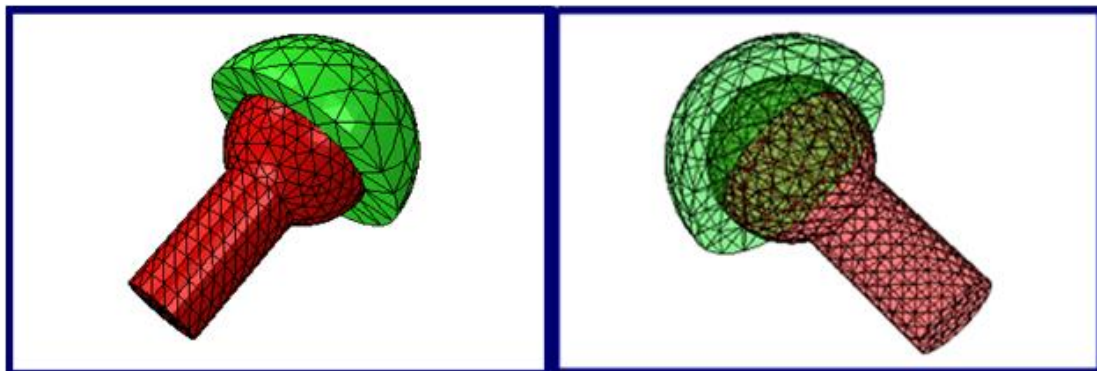


Figure III.29. Etat initial.

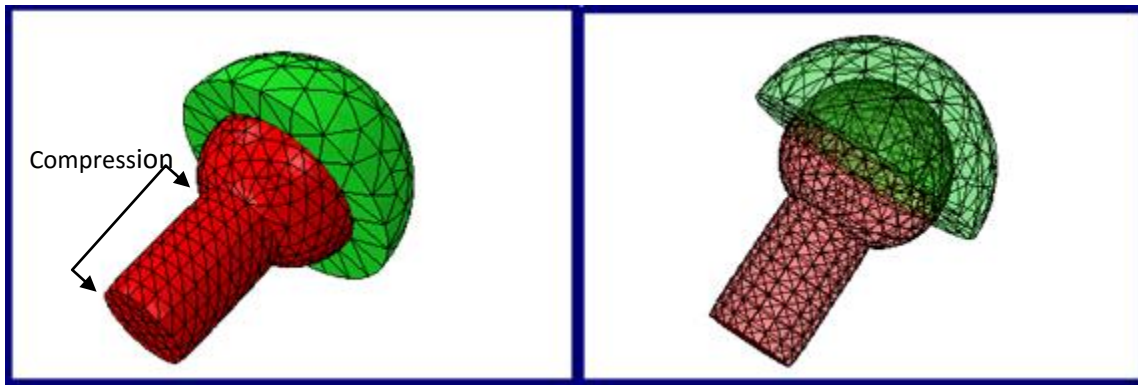


Figure III.30. Après déformation.

III.7.1.1. Modèle SM (Cupule-tige)

Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von Mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ +2.613e+02 ■ +2.396e+02 ■ +2.178e+02 ■ +1.961e+02 ■ +1.744e+02 ■ +1.527e+02 ■ +1.309e+02 ■ +1.092e+02 ■ +8.750e+01 ■ +6.578e+01 ■ +4.406e+01 ■ +2.233e+01 ■ +6.126e-01
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ +2.777e+02 ■ +2.546e+02 ■ +2.315e+02 ■ +2.084e+02 ■ +1.853e+02 ■ +1.623e+02 ■ +1.392e+02 ■ +1.161e+02 ■ +9.301e+01 ■ +6.993e+01 ■ +4.684e+01 ■ +2.376e+01 ■ +6.808e-01
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ +1.811e+02 ■ +1.657e+02 ■ +1.503e+02 ■ +1.349e+02 ■ +1.195e+02 ■ +1.041e+02 ■ +8.868e+01 ■ +7.327e+01 ■ +5.786e+01 ■ +4.245e+01 ■ +2.703e+01 ■ +1.162e+01 ■ -3.787e+00

Tableau III.2. Résultats de simulation dans Cupule-Tige.

III.7.1.2. Modèle SM (Cupule)

Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von Mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +6.941e+01 +6.527e+01 +6.113e+01 +5.699e+01 +5.285e+01 +4.871e+01 +4.456e+01 +4.042e+01 +3.628e+01 +3.214e+01 +2.800e+01 +2.386e+01 +1.972e+01
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +7.042e+01 +6.644e+01 +6.246e+01 +5.849e+01 +5.451e+01 +5.053e+01 +4.656e+01 +4.258e+01 +3.860e+01 +3.463e+01 +3.065e+01 +2.668e+01 +2.270e+01
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.489e+01 +2.317e+01 +2.145e+01 +1.973e+01 +1.801e+01 +1.629e+01 +1.457e+01 +1.285e+01 +1.113e+01 +9.406e+00 +7.685e+00 +5.965e+00 +4.245e+00

Tableau III.3. Résultats de simulation dans Cupule.

III.7.1.3. Modèle SM (Tige)

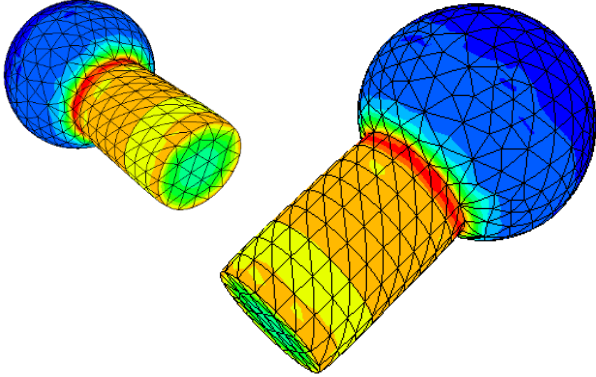
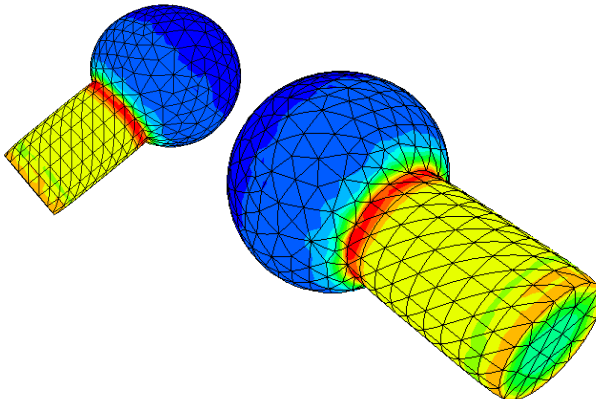
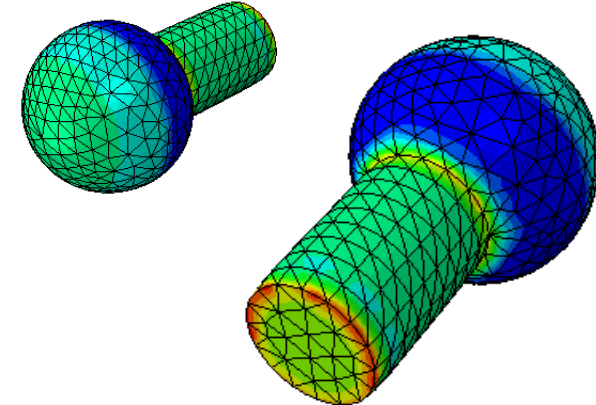
Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.613e+02 +2.396e+02 +2.178e+02 +1.961e+02 +1.744e+02 +1.527e+02 +1.309e+02 +1.092e+02 +8.750e+01 +6.578e+01 +4.406e+01 +2.233e+01 +6.126e-01
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.777e+02 +2.546e+02 +2.315e+02 +2.084e+02 +1.853e+02 +1.623e+02 +1.392e+02 +1.161e+02 +9.301e+01 +6.993e+01 +4.684e+01 +2.376e+01 +6.808e-01
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.811e+02 +1.657e+02 +1.503e+02 +1.349e+02 +1.195e+02 +1.041e+02 +8.868e+01 +7.327e+01 +5.786e+01 +4.245e+01 +2.703e+01 +1.162e+01 -3.787e+00

Tableau III.4. Résultats de simulation dans la Tige.

III.7.2. Modèle WH

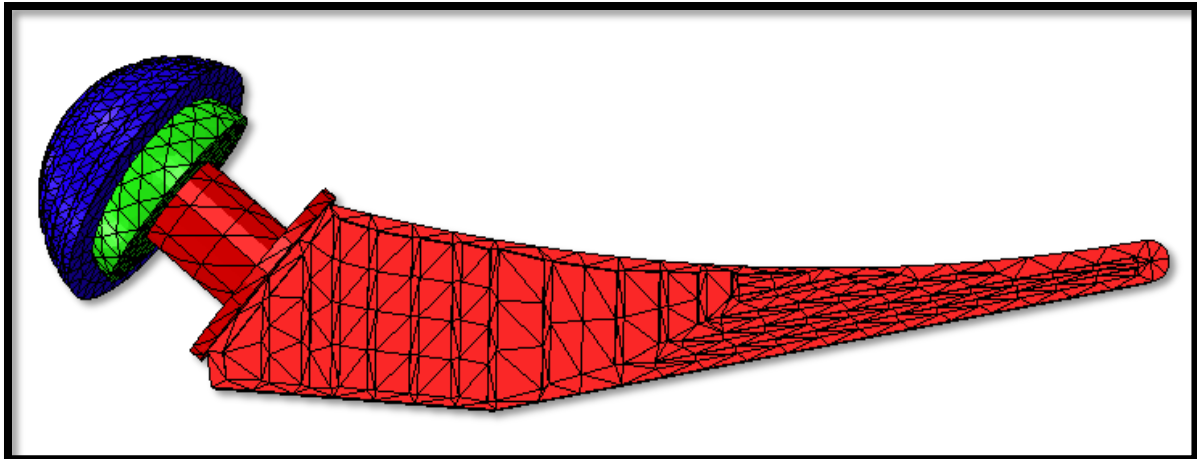


Figure III.31. Etat initial.

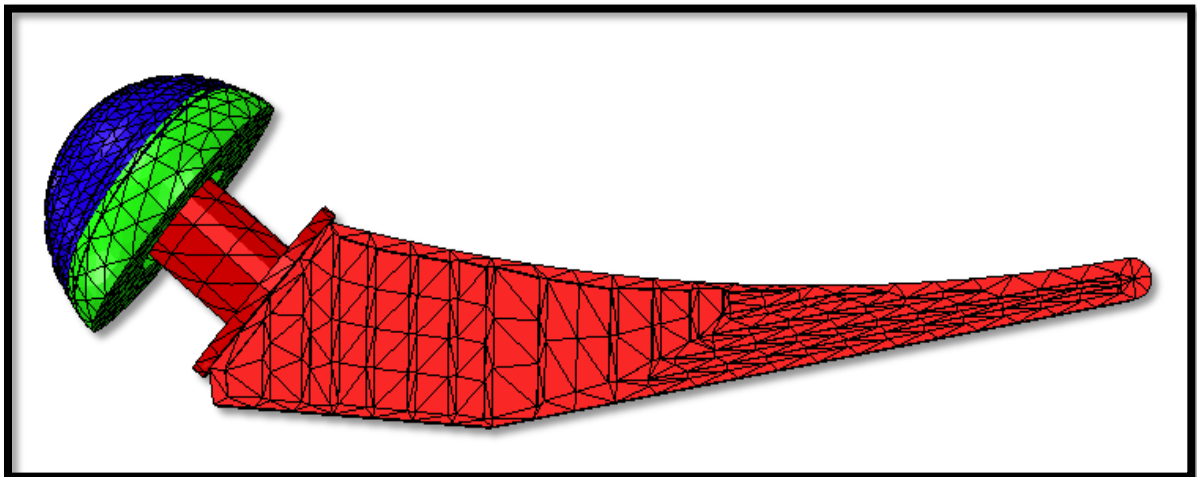


Figure III.32. Après déformation.

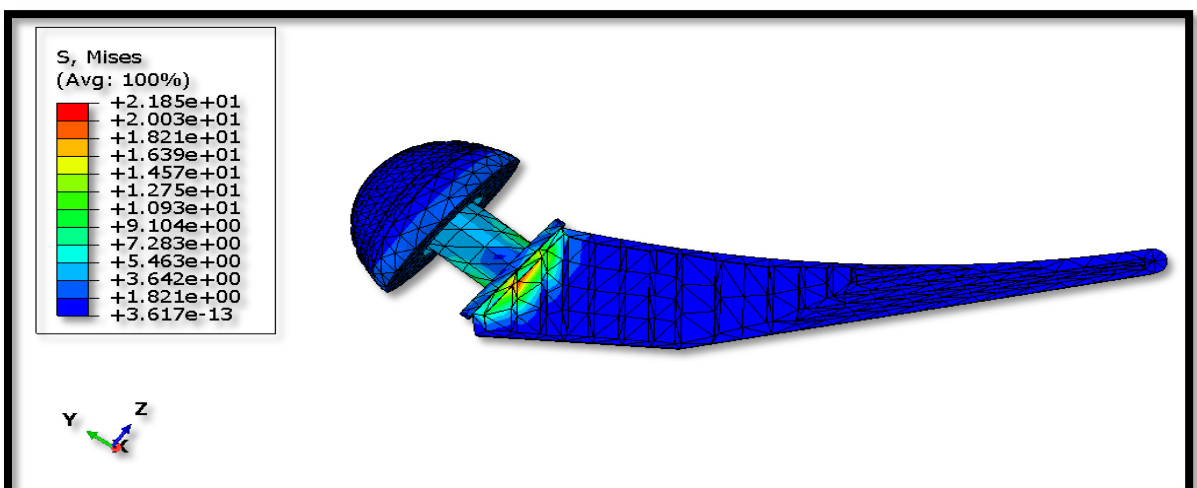


Figure III.33. Contrainte de Von mises.

III.7.2.1. Modèle WH (Cotyle-Cupule-Tige)

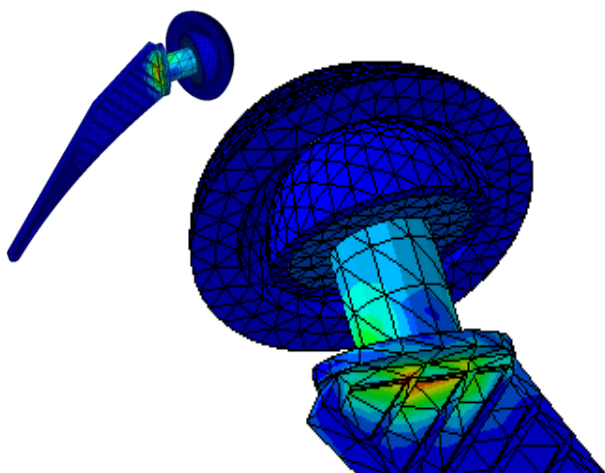
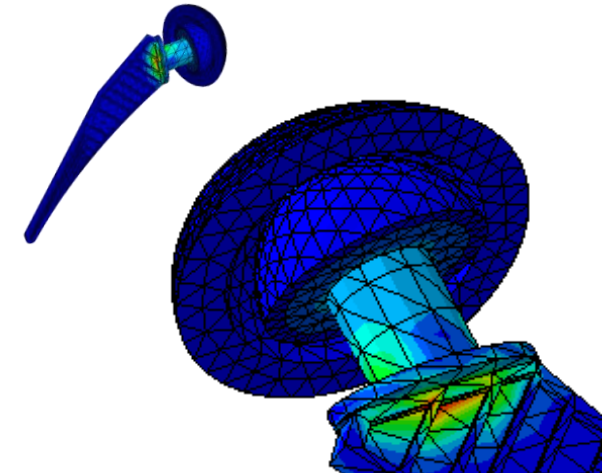
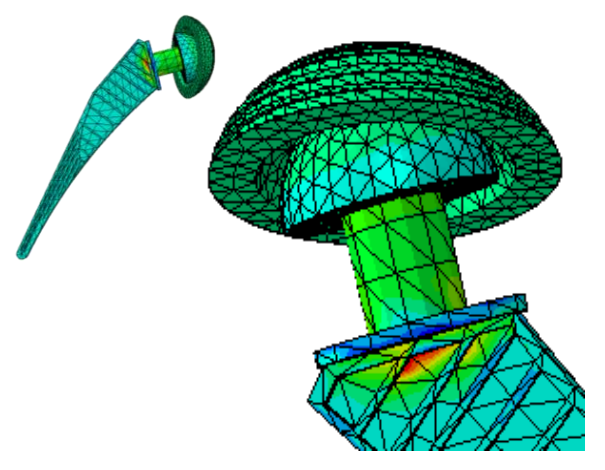
Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +3.868e+02 +3.546e+02 +3.224e+02 +2.901e+02 +2.579e+02 +2.257e+02 +1.934e+02 +1.612e+02 +1.289e+02 +9.671e+01 +6.447e+01 +3.224e+01 +6.404e-12
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +4.099e+02 +3.757e+02 +3.416e+02 +3.074e+02 +2.733e+02 +2.391e+02 +2.050e+02 +1.708e+02 +1.366e+02 +1.025e+02 +6.832e+01 +3.416e+01 +7.109e-12
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.781e+02 +1.582e+02 +1.383e+02 +1.185e+02 +9.858e+01 +7.872e+01 +5.885e+01 +3.899e+01 +1.912e+01 -7.474e-01 -2.061e+01 -4.048e+01 -6.035e+01

Tableau III.5. Résultats de simulation du modèle WH.

III.7.2.3. Modèle WH (Cupule)

Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.320e+02 +2.129e+02 +1.937e+02 +1.745e+02 +1.553e+02 +1.361e+02 +1.169e+02 +9.774e+01 +7.856e+01 +5.937e+01 +4.019e+01 +2.100e+01 +1.814e+00
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +2.662e+02 +2.442e+02 +2.222e+02 +2.002e+02 +1.782e+02 +1.562e+02 +1.341e+02 +1.121e+02 +9.012e+01 +6.811e+01 +4.610e+01 +2.409e+01 +2.073e+00
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.050e+02 +9.121e+01 +7.744e+01 +6.366e+01 +4.988e+01 +3.610e+01 +2.232e+01 +8.545e+00 -5.234e+00 -1.901e+01 -3.279e+01 -4.657e+01 -6.035e+01

Tableau III.7. Résultats de simulation dans la Cupule.

III.7.2.4. Modèle WH (Tige)

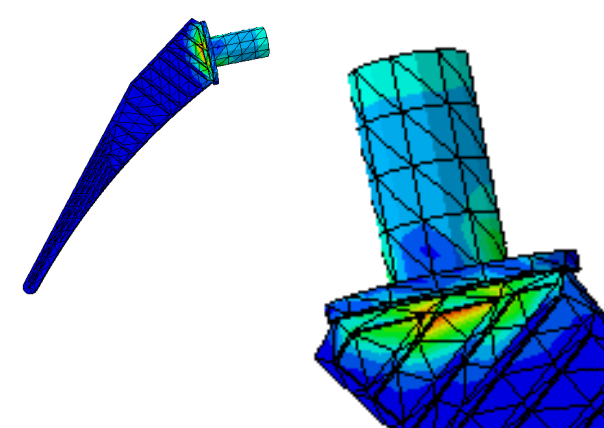
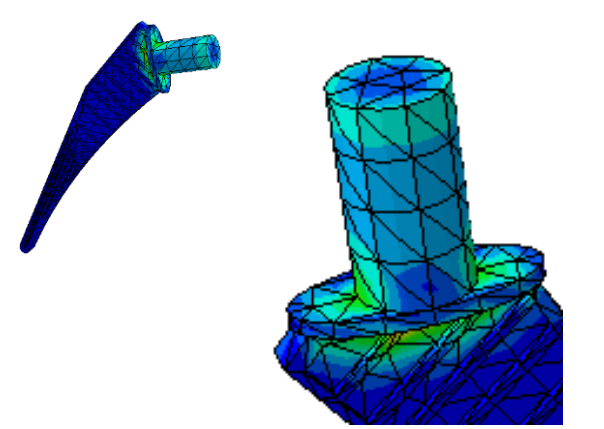
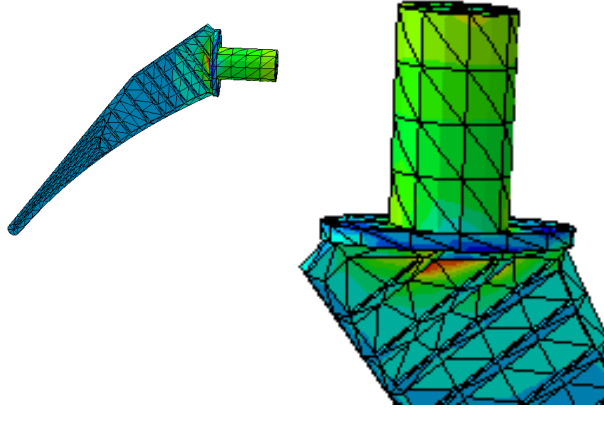
Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +3.868e+02 +3.546e+02 +3.224e+02 +2.901e+02 +2.579e+02 +2.257e+02 +1.934e+02 +1.612e+02 +1.289e+02 +9.671e+01 +6.447e+01 +3.224e+01 +6.404e-12
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +4.099e+02 +3.757e+02 +3.416e+02 +3.074e+02 +2.733e+02 +2.391e+02 +2.050e+02 +1.708e+02 +1.366e+02 +1.025e+02 +6.832e+01 +3.416e+01 +7.109e-12
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.781e+02 +1.584e+02 +1.387e+02 +1.190e+02 +9.930e+01 +7.961e+01 +5.992e+01 +4.023e+01 +2.054e+01 +8.517e-01 -1.884e+01 -3.853e+01 -5.821e+01

Tableau III.8. Résultats de simulation dans Tige.

III.7.3. Modèle SM

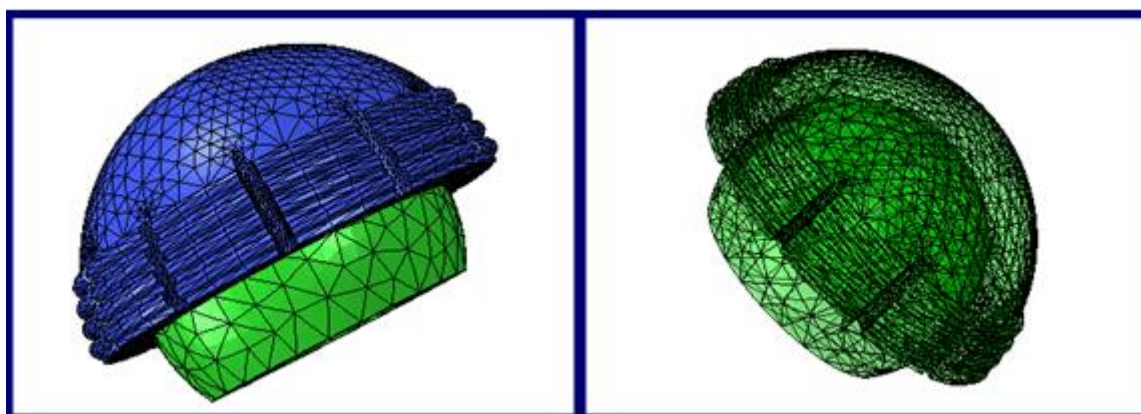


Figure III. 34. Etat initial.

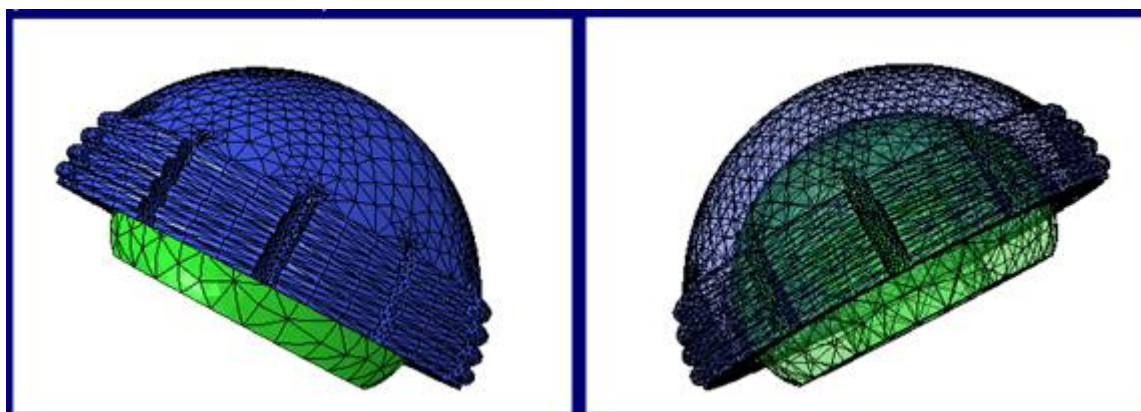


Figure III. 35. Après déformation.

III.7.3.1. Modèle SW (Cotyle-Cupule)

Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.405e+02 +1.288e+02 +1.171e+02 +1.054e+02 +9.372e+01 +8.202e+01 +7.032e+01 +5.862e+01 +4.691e+01 +3.521e+01 +2.351e+01 +1.181e+01 +1.097e-01
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.422e+02 +1.303e+02 +1.185e+02 +1.067e+02 +9.482e+01 +8.298e+01 +7.115e+01 +5.931e+01 +4.747e+01 +3.564e+01 +2.380e+01 +1.196e+01 +1.246e-01
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +9.837e+01 +8.739e+01 +7.642e+01 +6.544e+01 +5.447e+01 +4.349e+01 +3.252e+01 +2.154e+01 +1.057e+01 -4.085e-01 -1.138e+01 -2.236e+01 -3.333e+01

Tableau III. 9. Résultats de simulation dans Cotyle-Cupule.

III.7.3.2. Modèle SW (Cotyle)

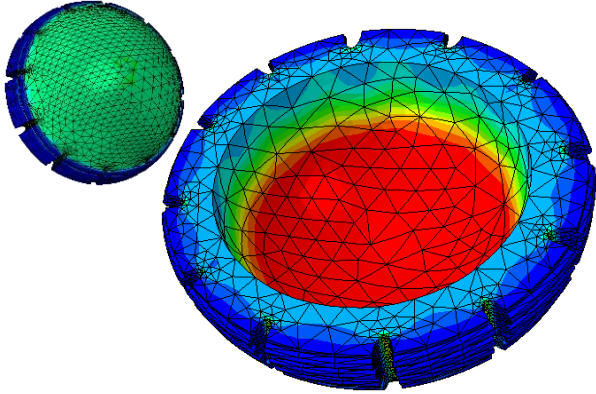
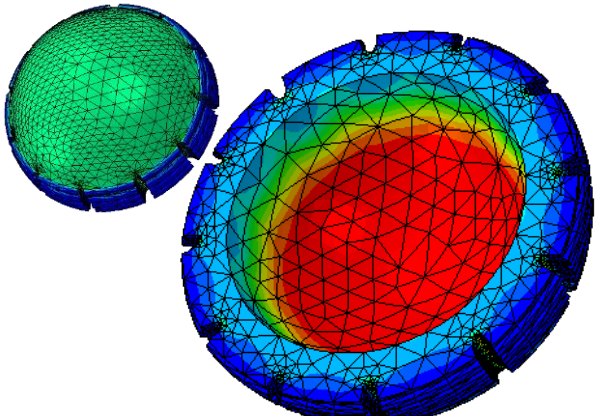
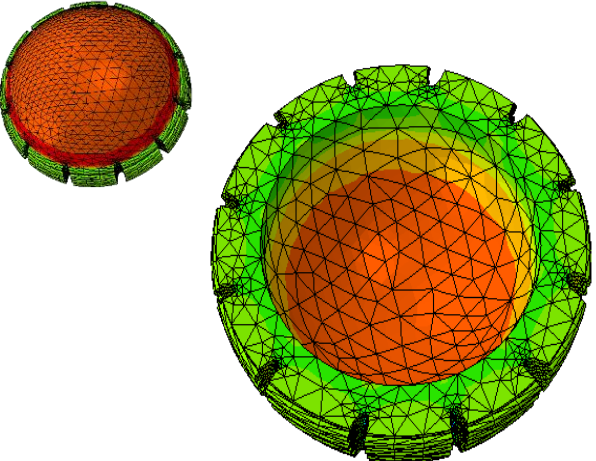
Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +5.287e+01 +4.847e+01 +4.407e+01 +3.968e+01 +3.528e+01 +3.088e+01 +2.649e+01 +2.209e+01 +1.770e+01 +1.330e+01 +8.902e+00 +4.506e+00 +1.097e-01
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +5.366e+01 +4.920e+01 +4.473e+01 +4.027e+01 +3.581e+01 +3.135e+01 +2.689e+01 +2.243e+01 +1.797e+01 +1.351e+01 +9.047e+00 +4.586e+00 +1.246e-01
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.772e+01 +1.346e+01 +9.208e+00 +4.953e+00 +6.993e-01 -3.555e+00 -7.809e+00 -1.206e+01 -1.632e+01 -2.057e+01 -2.483e+01 -2.908e+01 -3.333e+01

Tableau III.10. Résultats de simulation dans Cotyle.

III. 7.3.3. Modèle SW (Cupule)

Type de la contrainte	Résultats en 3D	Les valeurs
Von mises		<p>S, Mises (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.405e+02 +1.293e+02 +1.180e+02 +1.067e+02 +9.545e+01 +8.418e+01 +7.292e+01 +6.165e+01 +5.038e+01 +3.911e+01 +2.785e+01 +1.658e+01 +5.310e+00
Tresca		<p>S, Tresca (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +1.422e+02 +1.308e+02 +1.194e+02 +1.080e+02 +9.664e+01 +8.526e+01 +7.388e+01 +6.250e+01 +5.112e+01 +3.973e+01 +2.835e+01 +1.697e+01 +5.588e+00
Pressure		<p>S, Pressure (Avg: 100%)</p> <ul style="list-style-type: none"> +9.837e+01 +8.907e+01 +7.978e+01 +7.049e+01 +6.120e+01 +5.190e+01 +4.261e+01 +3.332e+01 +2.402e+01 +1.473e+01 +5.437e+00 -3.856e+00 -1.315e+01

Tableau III. 11. Résultats de simulation dans Cupule.

Interprétation des résultats

III.8. Interprétations des résultats

Dans cette partie on va interpréter les résultats de simulations précédentes et faire une comparaisant entre nos modèles et un autre modèle de référence. Mais avant de commencer on doit indiquer que :

- La couleur bleue représente des zones à faible concentration des contraintes ;
- Les zones de couleur rouge sont des zones de concentration de contraintes dangereuse (une valeur maximale).

III.8.1. Premier cas

Dans ce cas, nous avons fixé la partie inférieure de la prothèse de la hanche représentée par (tige). On applique une force sur la partie supérieure (cupule)

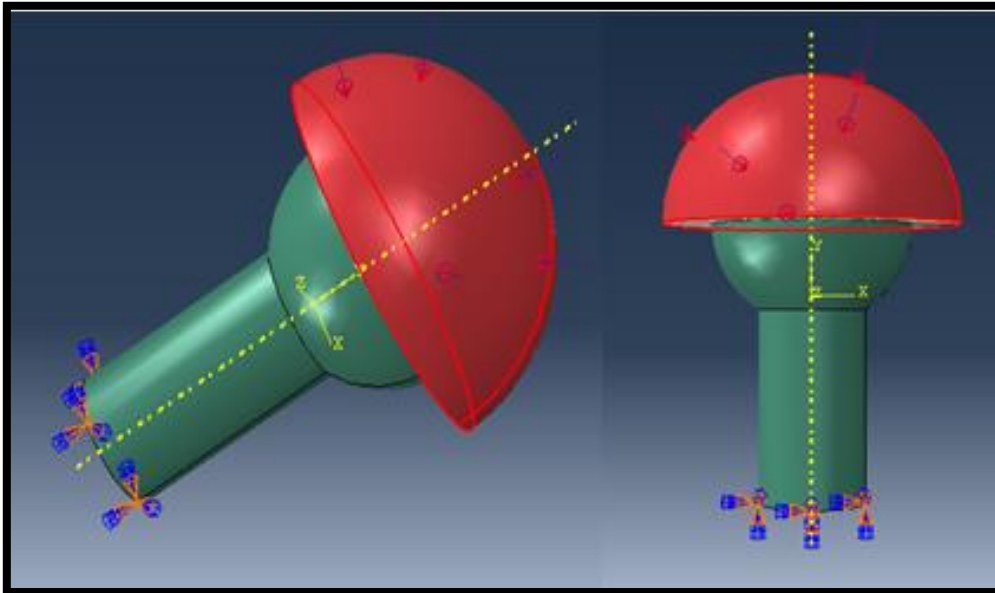


Figure III. 36 . Application de la force sur le modèle.

III.8.1.1. Le tableau (III. 1)

Représente les résultats des deux contraintes (Von Mises et Tresca) et la pression de modèle SM où nous avons remarqué que :

- La forme mobile dans ce modèle (la tête de la tige et la Cupule) a les valeurs de concentration de contrainte les plus faible ($\sigma_{\min} = 6.126 \text{ e-}01$) ;
- Le support de la tige à les valeurs de concentration de contrainte les plus forts ($\sigma_{\max} = 2.613 \text{ e+}02$) ;
- La pression est concentré au bout du support de la tige et commence de décroître jusqu'à la valeur minimale localisé dans la forme mobile.

III.8.1.2. Tableau (III.2)

Les résultats des contraintes (Von Mises et Tresca) et la pression de modèle SM où nous avons remarqué que :

La valeur de la contrainte est au maximum ($7.042 \text{ e}+01$ de Tresca et $6.941 \text{ e}+01$ de Von Mises) dans la forme intérieur de la Cupule. Cette dernière diminue jusqu'à la valeur minimale ($1.162 \text{ e}01$) à la forme extérieure de la pièce.

III.8.1.3. Tableau (III. 3)

Nous avons ici les résultats de la tige du modèle SM :

- Les valeurs de la contrainte (Von Mises et Tresca) sont très élevées dans le support de la tige (la forme cylindrique). Elle commence de diminuer jusqu'à la valeur minimale ($6.126 \text{ e}-01$) au sommet de cette dernière (la forme sphérique) ;
- La section entre la forme cylindrique et la forme sphérique à la valeur maximale (dangereuse) ;
- La pression est au minimum dans la forme demi-sphère de la tige, et le reste à des valeurs élevés, (la valeur maximale est concentrée dans la base de cette dernière).

III.8.2. Deuxième cas

Dans ce cas, nous avons fixé la tige et on applique une force sur cotyle.

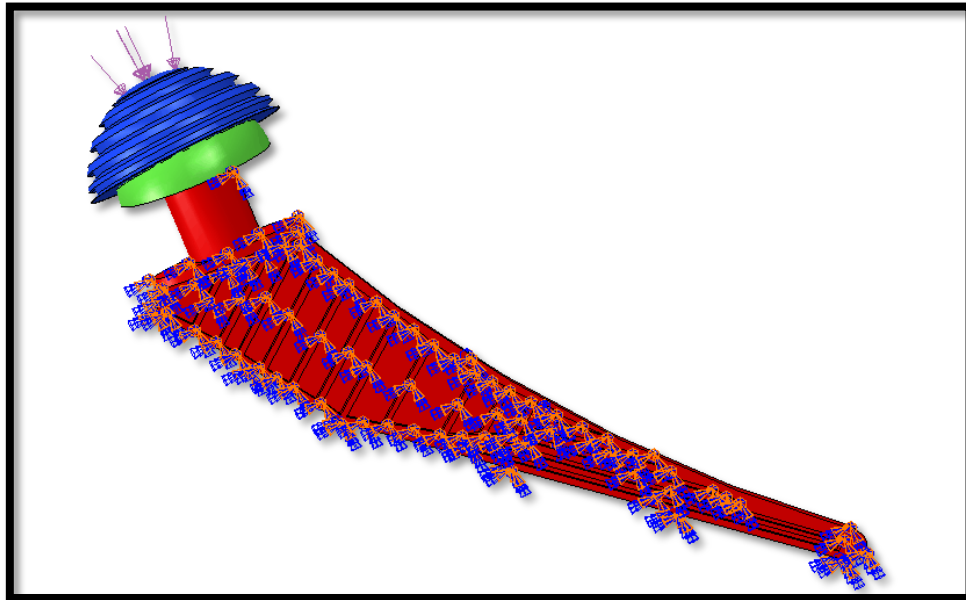


Figure III.37. Application des charges.

III.8.2.1. Tableau (III. 4)

Montre les résultats des deux contraintes (Von Mises et Tresca) et la pression de modèle WH où nous avons noté que :

- Le modèle est complètement à l'état bon (les valeurs de concentration de contrainte sont très faibles) ;
- La contrainte est concentrée dans la zone verte de la tige ($\sigma_{\max} = 2.050 \text{ e}+02$) ;
- les contraintes au niveau de la partie supérieure de la tige prennent des valeurs maximales ($1.781\text{e}+02$) sous l'effet des pressions de poids engendrées par contre en remarquant une faible déformation dans le reste de la Cotte.

III.8.2.2. Tableau (III. 5)

Ce tableau montre les valeurs de Cotte du modèle WH :

- Concernant les chiffres de Von Mises et Tresca nous avons remarqué une perturbation entre le minimum et le maximum dans les détails de la pièce ;
- La pression est totalement dans la zone verte de la contrainte ($\sigma = 2.600 \text{ e} +01$).

III.8.2.3. Tableau (III. 6)

Ce dernier montre les valeurs de Cupule du modèle WH :

- La forme supérieure dans la Cupule à la valeur de contrainte la plus élevée ($1.169 \text{ e}+02$), et dans la zone sécurisée ($1.814 \text{ e}00$) est représentée au bout de la pièce ;
- Ce qui concerne la pression la forme supérieure est sécurisée, le reste à la valeur la plus élevée.

III.8.2.3. Tableau (III. 7)

- Dans le cas des contraintes de Von Mises et Tresca La zone de (σ) maximale ($3.868 \text{ e}+02$) est montrée dans la partie supérieure de la tige, et elle décroît jusqu'à la valeur minimale ($6.404 \text{ e} -12$) ;
- La même chose concernant les valeurs de pression (σ_{\max})

III.8.3. Troisième Cas

Dans ce cas, nous avons fixé la cupule et on applique une force sur la cotte.

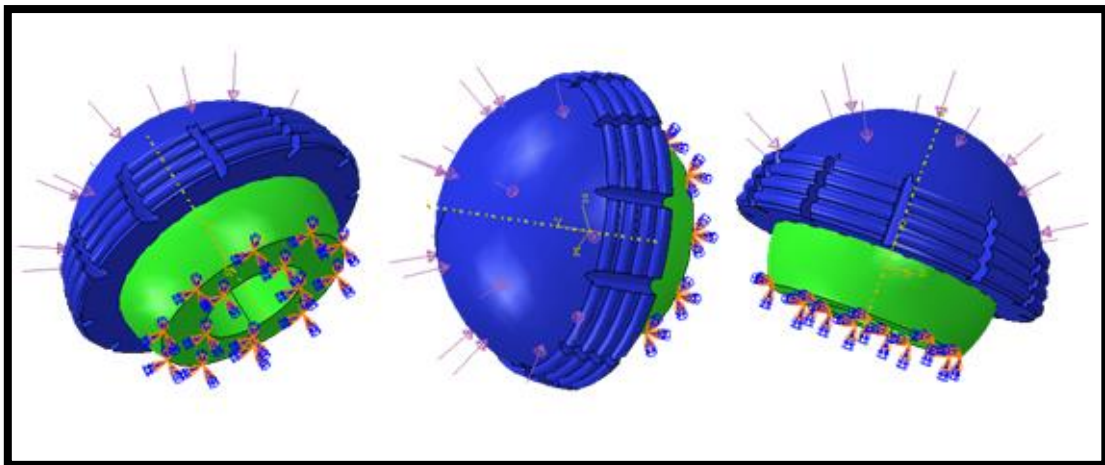


Figure III. 38. Fixation et application de la charge (cas 03).

III.8.3.1. Tableau (III. 8)

Montre les résultats de Von Mises, Tresca et la pression de modèle SW où nous avons noté que :

- La Cotyle à l'état sécurisé (bleu) ;
- La contrainte est concentré fortement dans la Cupule ($\sigma_{\max} = 5.862 \text{ e}+01$) ;
- les contraintes au niveau de la partie supérieur de la tige prend des valeurs maximales ($4.349 \text{ e} +01$) sous l'effet des pressions de poids engendrées par contre en remarque une faible déformation dans le reste de la Cotyle.

III.8.3.2. Tableau (III. 9)

Les résultats de Von Mises, Tresca et la pression de la Cotyle de modèle SW où nous avons noté que :

- La forme intérieur de la Cotyle est au maximale ($5.287 \text{ e}+01$) elle est montrée dans la partie moyenne et diminue jusqu'à la valeur minimale ($\sigma = 1.097 \text{ e} -01$ représentée au bout de la pièce) ;
- Zone du centre est la plus dangereuse.

III.8.3.3. Tableau (III. 10)

La Cupule de SW est presque totalement sécurisé (la forme est bonne).

III.9. Comparaison entre les prothèses réalisées

III.9.1. Cotyle (Modèle WH et Modèle SW)

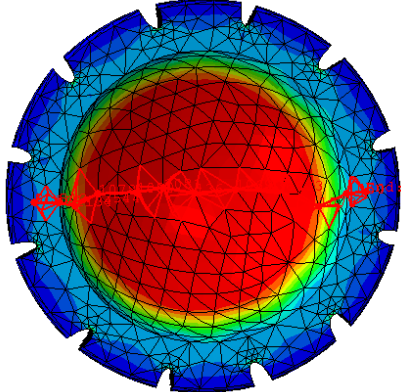
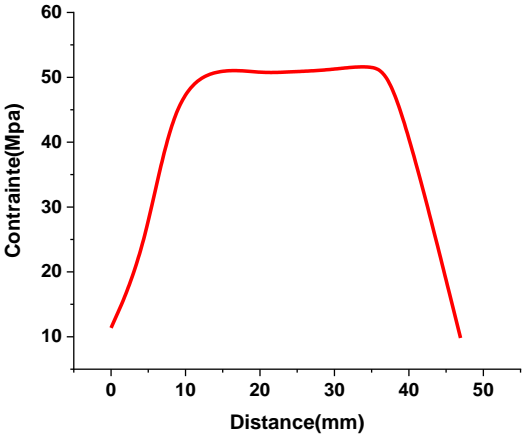
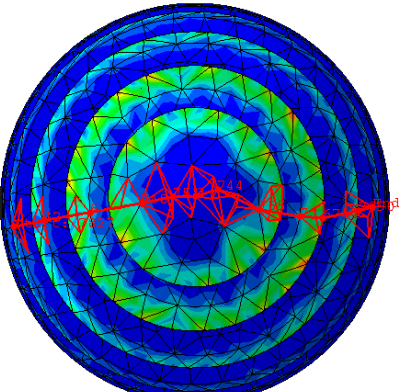
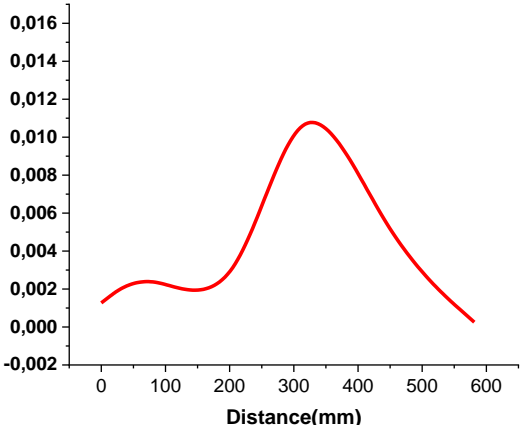
Les modèles	Les résultats de simulation	Les graphes
Cotyle Modèle SW		
Cotyle Modèle WH		

Tableau III. 12. Comparaison entre les cotyles de modèle WH et SW.

Discussion

Les deux graphes ci-dessus représentent la variation de la contrainte en fonction de la distance sélectionnée des Cotyles des modèles SW et WH où nous avons remarqué que :

➤ **Graph de Cotyle Modèle SW**

On peut le diviser en 3 zones

→ [0 – 10] ; une croissance brutale jusqu'à la valeur maximale du contrainte ($\partial_{\max} = 50 \text{ Mpa}$) ;

→ [10 – 35] ; la valeur de la contrainte est reste constante au 50 Mpa ;

→ [35 – 48] ; une diminution jusqu'à ($\partial_{\min} = 08 \text{ Mpa}$) ;

➤ **Graph de Cotyle Modèle WH**

On peut le divise en 4 parties

→ [0 – 50] ; une augmentation de $\partial = 0.001$ jusqu'à $\partial = 0.002 \text{ Mpa}$;

→ [50 – 150] ; une diminution jusqu'à $\partial = 0.001 \text{ Mpa}$;

→ [150 – 340] ; une croissance jusqu'à $\partial_{\max} = 0.011 \text{ Mpa}$;

→ [340 – 580] ; une diminution jusqu'à $\partial = 0.000 \text{ Mpa}$;

III.9.2. Cupule (Modèle SM, Modèle WH et Modèle SW)

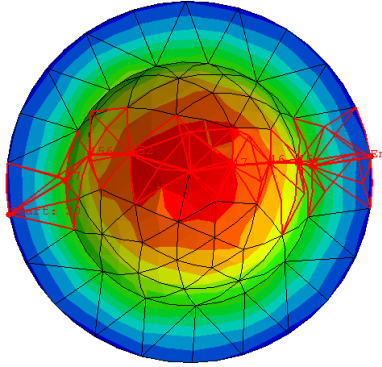
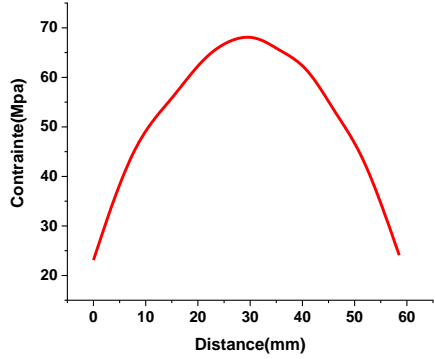
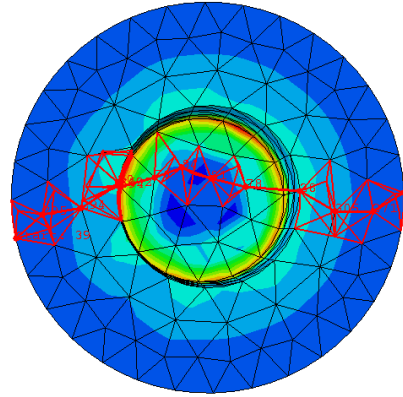
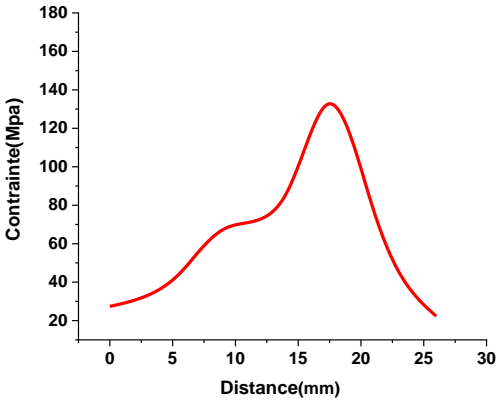
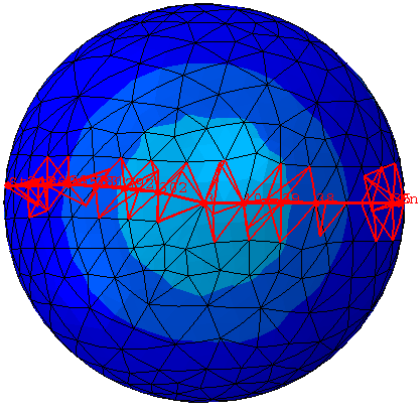
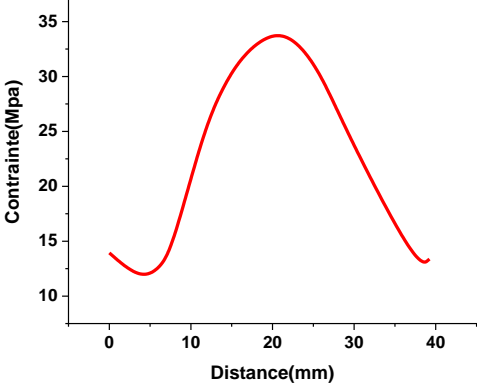
Types de modèle	Résultats	Graph
Cupule modèle SM		
Cupule modèle WH		
Cupule modèle SW		

Tableau III.13. Comparaison entre les cupules de modèle SM ; WH et SW.

Discussion

Les trois graphes ci-dessus représentent la variation de la contrainte en fonction de la distance sélectionnée des Cupules du modèles SW, WH et SM où nous avons remarqué que :

➤ Graph de Cupule Modèle SM

Il se compose de deux phases

→ [0 – 17.5] ; une augmentation jusqu'à la valeur maximale du contrainte ($\sigma_{\max} = 67 \text{ Mpa}$) ;

→ [30 – 60] ; une diminution jusqu'à ($\sigma_{\min} = 08 \text{ Mpa}$) ;

➤ Graph de Cupule Modèle WH

Il se compose de deux phases

→ [0 – 30] ; une croissance brutale jusqu'à la valeur maximale du contrainte ($\sigma_{\max}=350 \text{ Mpa}$) ;

→ [30 – 60] ; une diminution jusqu'à ($\sigma_{\min} = 20 \text{ Mpa}$) ;

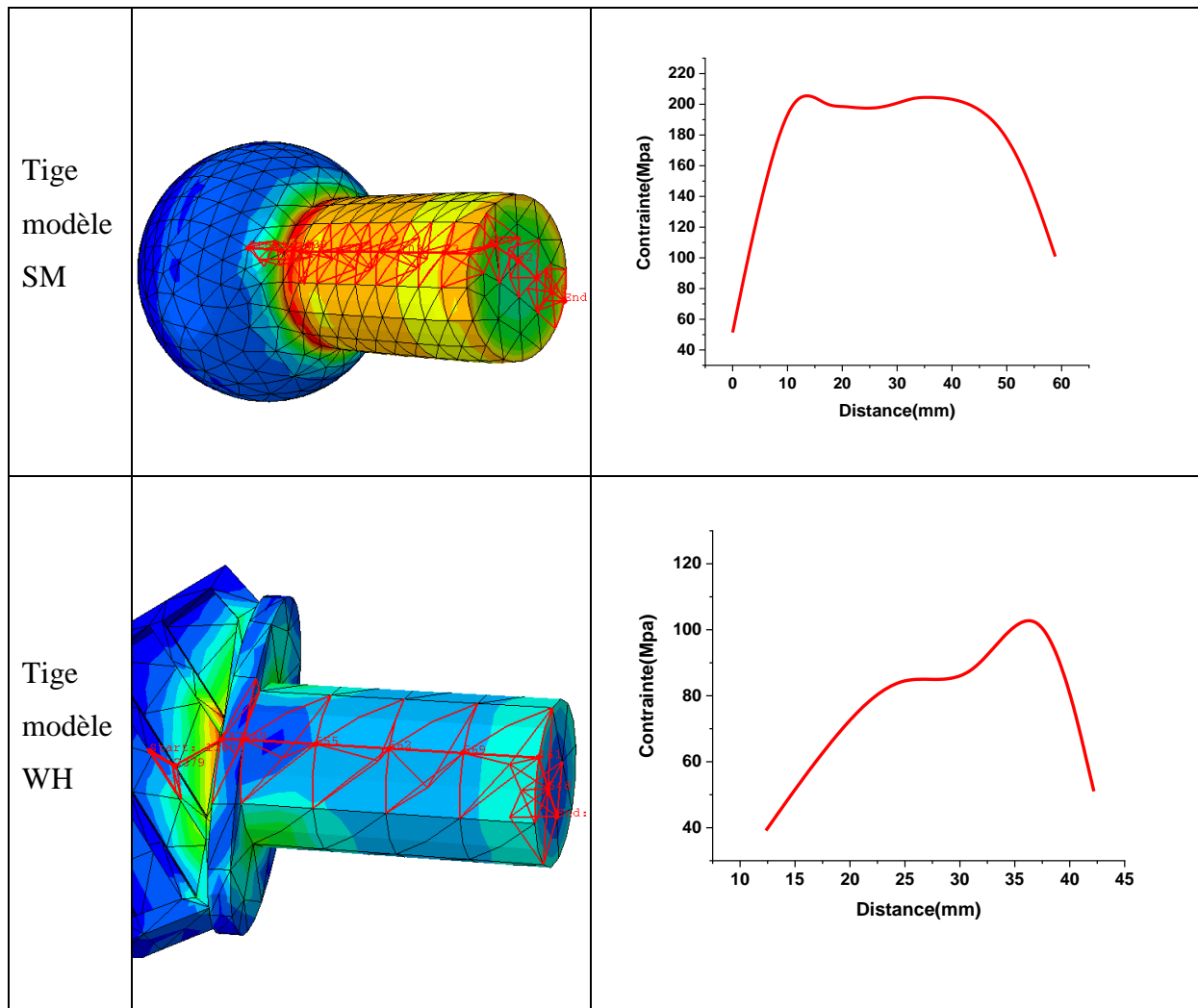
➤ Graph de Cupule Modèle SW

Il se compose de trois phases

→ [00 – 05] ; la contrainte est diminué de 17.5 Mpa jusqu'à 12 Mpa ;

→ [05 – 20] ; une croissance brutale jusqu'à la valeur maximale de la contrainte ($\sigma_{\max}=37.5 \text{ Mpa}$) ;

→ [20 – 40] ; la contrainte est diminué de 37.5 Mpa jusqu'à 17.5 Mpa ;

III.9.3. Tige (Modèle SM et Modèle WH)

Tableau III.14. Comparaison entre les tiges de modèle SM et WH.

Discussion

Les deux graphes ci-dessus représentent la variation de la contrainte en fonction de la distance sélectionné des tiges du modèles SM, WH et SM où nous avons remarqué que :

 ➤ **Graph de tige Modèle SM**

On peut le divise en 3 phases

→ [0 – 10] ; une croissance brutale de 50Mpa jusqu'à la valeur maximale du contrainte

($\sigma_{\max} = 210$ Mpa) ;

→ [10 – 45] ; la valeur de la contrainte est reste constante au ($\sigma_{\max} = 210$ Mpa) ;

→ [45 – 60] ; une diminution jusqu'à ($\sigma_{\min} = 100$ Mpa) ;

 ➤ **Graph de tige Modèle WH**

On peut le divise en 3 phases

- [17.5 – 22.5] ; une croissance brutale de 40Mpa jusqu'à la contrainte 85 Mpa ;
- [22.5 – 30] ; la valeur de la contrainte est restée constante au ($\sigma = 85$ Mpa) ;
- [30 – 37.5] ; une augmentation jusqu'à ($\sigma_{\max} = 105$ Mpa) ;
- [37.5 – 42.5] ; une diminution jusqu'à ($\sigma_{\min} = 50$ Mpa) ;

III.10. Modèle de référence (Résultats Abaqus)

Dans cette partie on va définir le modèle qui nous avons le-choisie comme un référence. Ce modèle est tiré d'un Magister de-Calcul de la pression maximale hertzienne du contact cylindre/plan (simulation du contact au niveau de la hanche)-Soutenu publiquement par **MR AMRANI Hichem** en 30 / 06 / 2012.

Nous avons choisi un modèle de référence à deux cas, premier cas représenté par (couple Zircon/Polyéthylène) et deuxième cas représenté par (couple Zircon/316L).

III.10.1. Couple Zircon/Polyéthylène

➤ **Contrainte de Von mises**

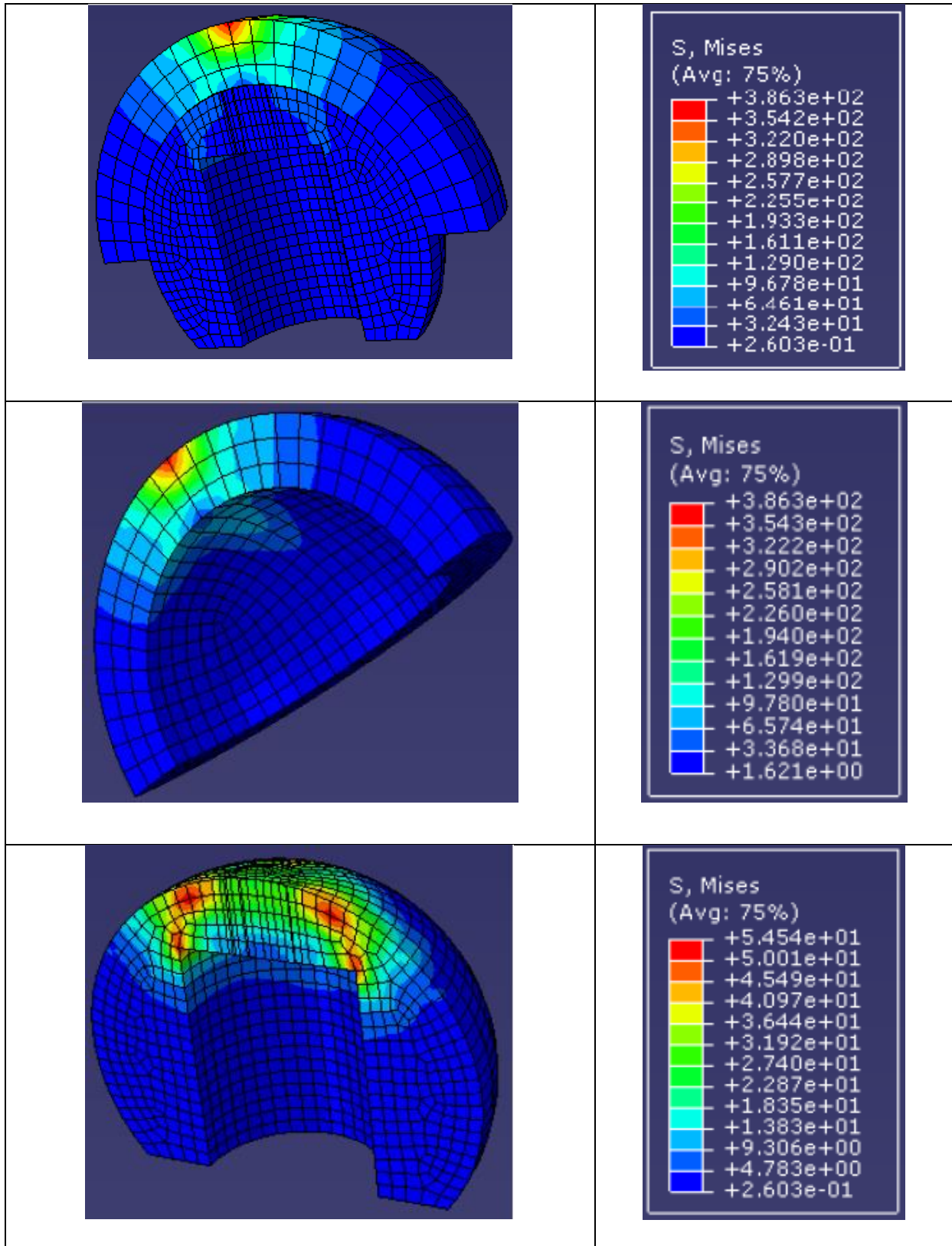


Tableau III.15. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.

➤ **Pressure**

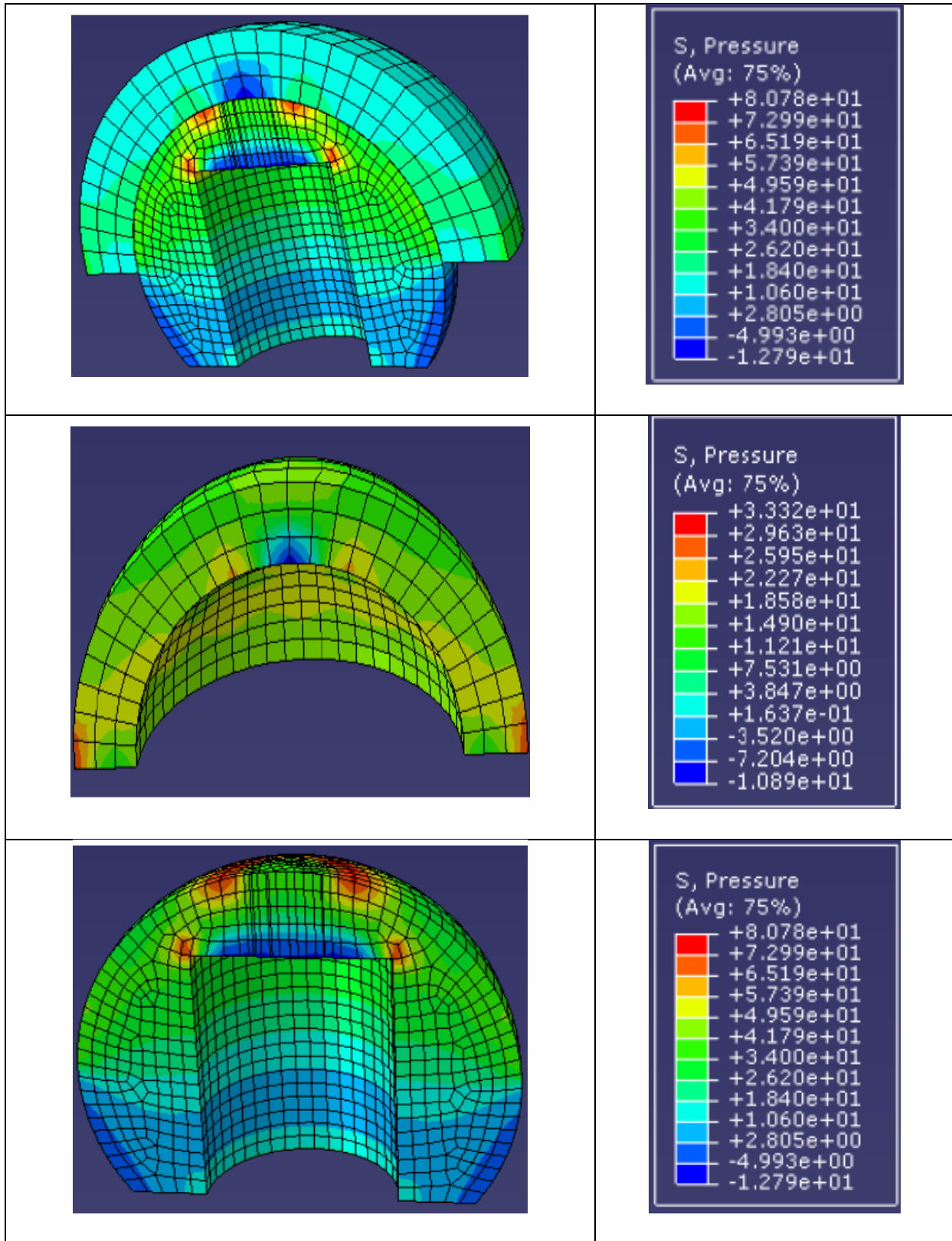


Tableau III.16. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.

III.10.2. Couple Zircon/316L

➤ **Contrainte de Von mises**

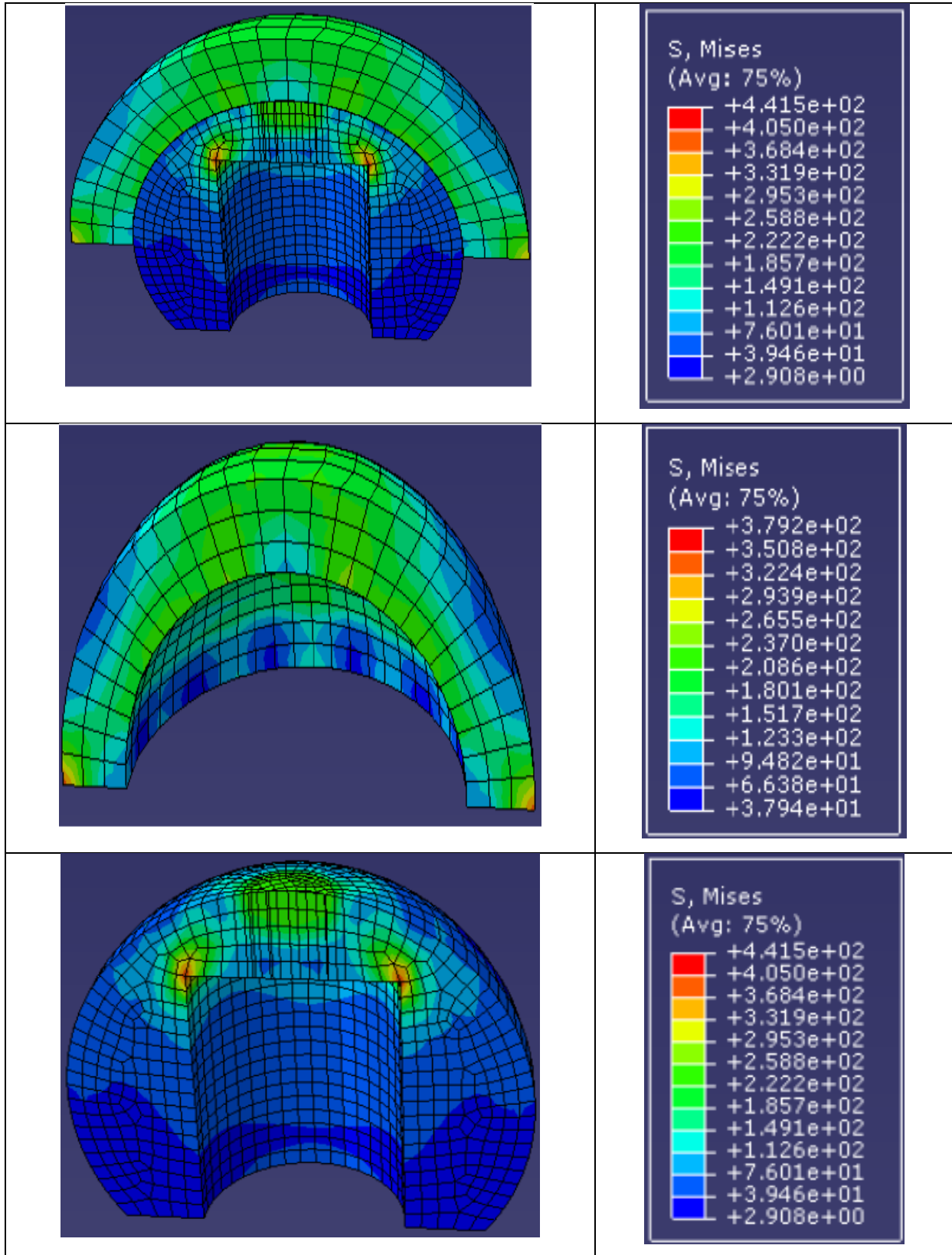


Tableau III. 17. Contrainte de Von mises dans : cupule-tige ; cupule ; tige.

➤ **Pressure**

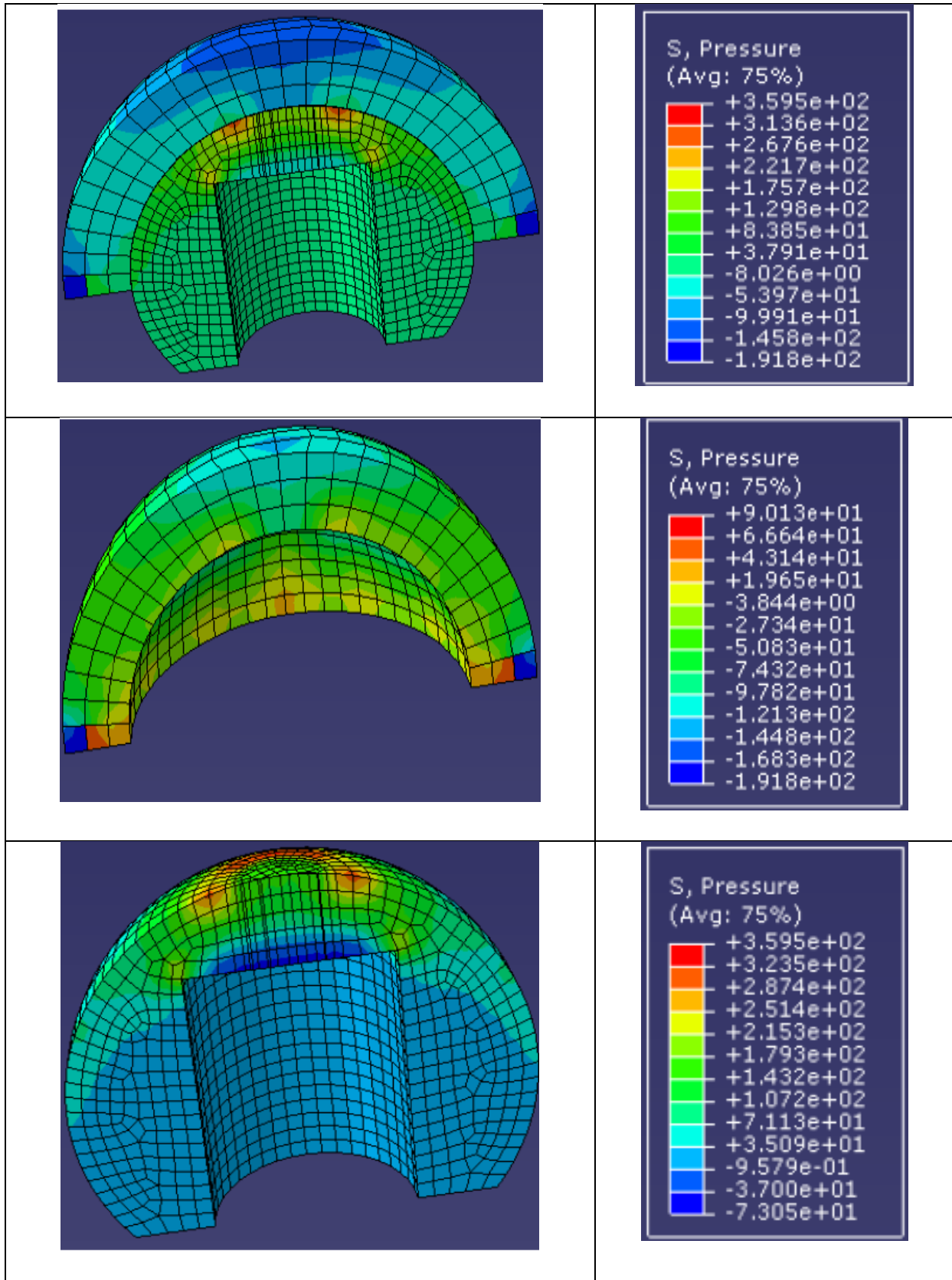


Tableau III. 18. Pression maximale dans cupule-tige ; cupule ; tige.

III.11. Comparaison entre les prothèses réalisées et modèle de référence

III.11.1. Premier Cas

Dans ce cas, nous comparons nos trois modèles (acier inoxydable/ Alumine) avec le modèle de référence (couple Zircon/Polyéthylène).

➤ **Contrainte de Von mises**

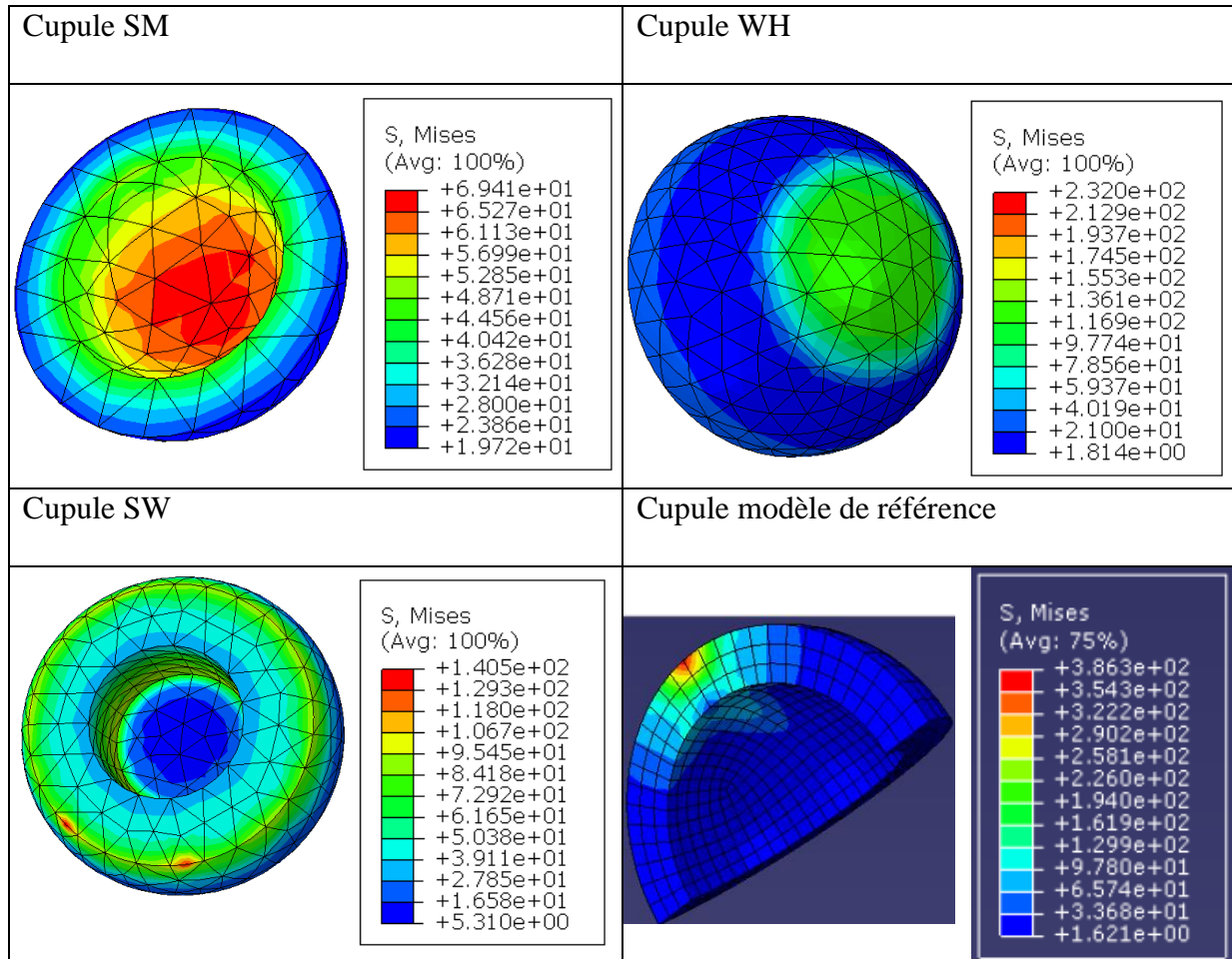


Tableau III. 19. contrainte de Von mises (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

- Les quatre modèles ont une forme demi sphérique ;
- Le même état de surface ;
- Des dimensions convergentes ;
- Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est on Polyéthylène
- Les valeurs de Von Mises du SW et WH sont les plus proche des résultats de référence ;

En comparant la localisation de la zone de concentration de contrainte on trouve que la cupule SM et WH en la même zone que la référence.

➤ **Pressure**

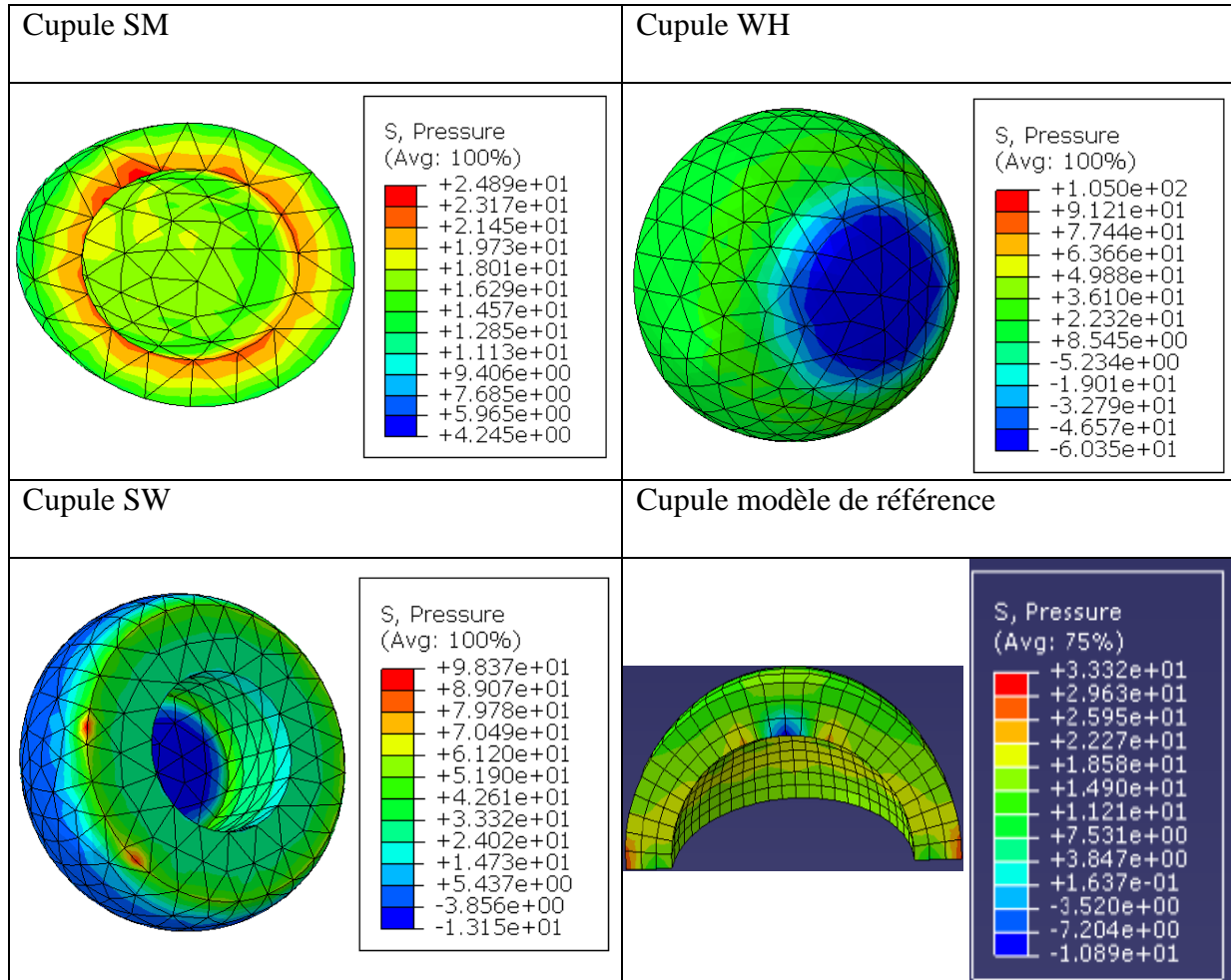


Tableau III.20. contrainte de Von mises (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence).

Pressure (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence)

Comparaison

D’après les résultats précédents nous avons remarqué que :

- Les quatre modèles ont la même forme géométrique (demi sphère) ;
- La même valeur de rugosité ;
- Des cotations convergentes ;
- Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est on Polyéthylène
- Les valeurs de pression du SW et SM sont les plus approprié que les résultats de

référence ;

- En comparant la localisation de la zone de concentration de pression en trouve que les deux cupules SM et SW en la même zone que le référence ;

La cupule SM a la même forme de concentration dangereuse rouge que la cupule de référence.

➤ **Contrainte de Von mises**

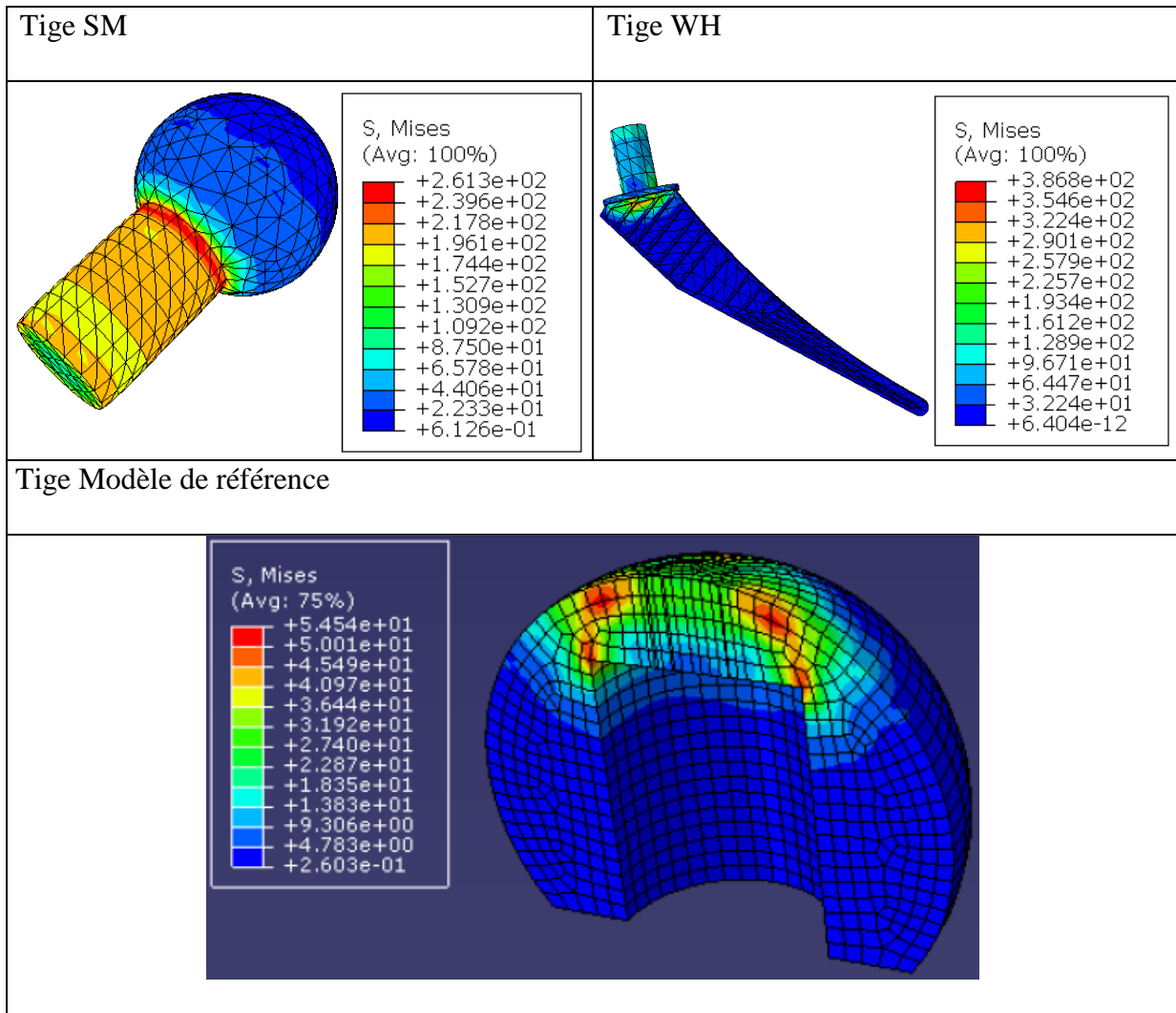


Tableau III. 21. Contrainte de Von mises (tige modèle SM ; WH et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

❖ **La forme**

1. Les trois modèles des tiges ont des formes différentes :
 - ✓ Monobloc dans le cas de SM ;
 - ✓ Tige simple dans le cas de WH ;

- ✓ Demi-sphère au modèle de référence.
- 2. Etat de surface variante :
 - ✓ Surface mince dans la tige SM et le référence ;
 - ✓ Surface rugueuse à cause des détaille situé dans la tige WH.
- 3. Des dimensions divergentes.

❖ **La matière**

1. Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est on Polyéthylène ;
2. Les valeurs de Von Mises du SW et WH sont très loin des résultats de référence ;

En comparant la localisation de la zone de concentration de contrainte en trouve que :

- ✓ Dans le monobloc SM, elle est concentré dans le support (la partie cylindrique) ;
- ✓ Dans WH elle est concentré dans la partie supérieur de la tige ;

Dans la tige de modèle de référence la contrainte est concentrée à la partie supérieure.

➤ **Pressure**

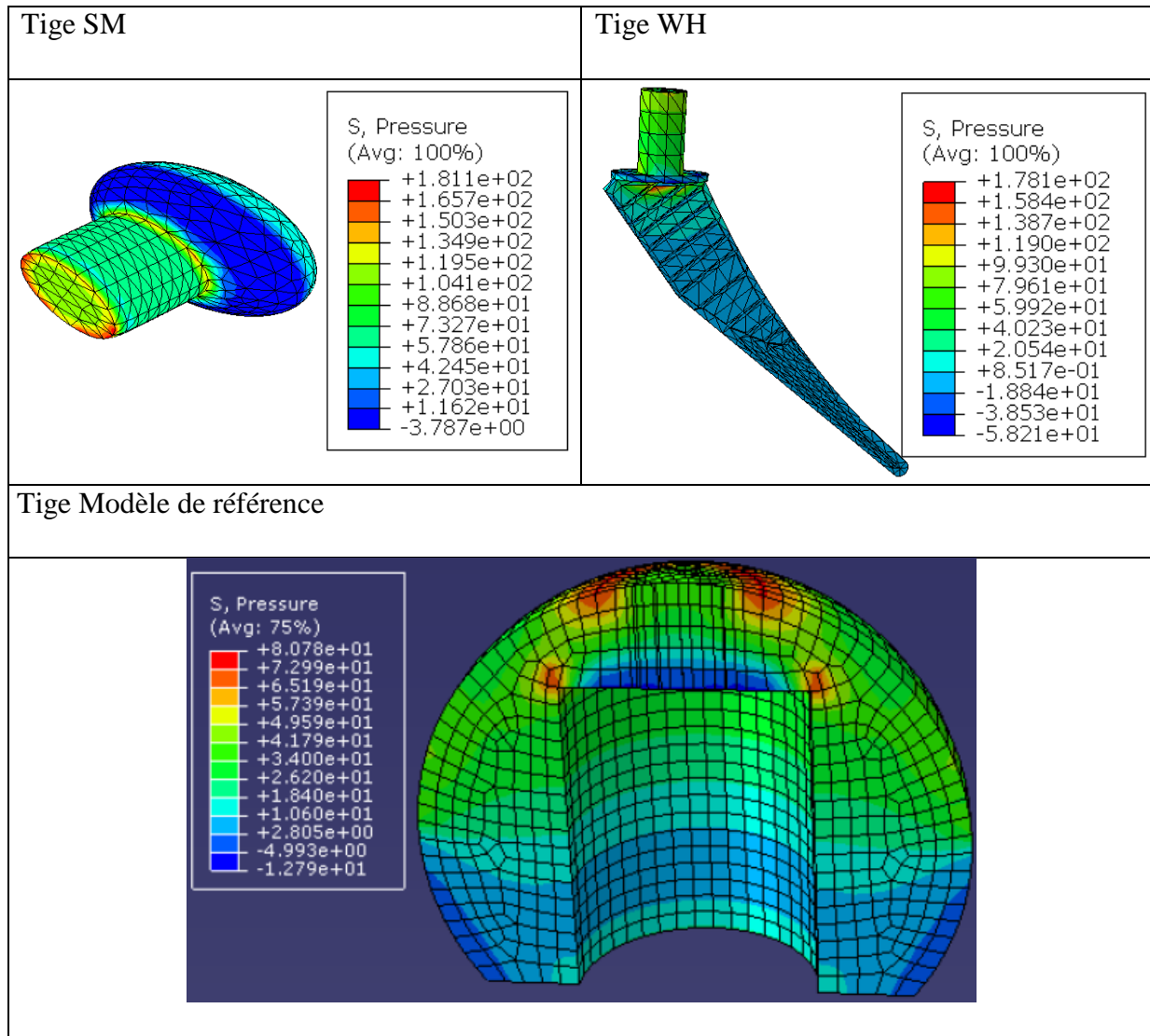


Tableau III. 22. Pressure (Tige Modèle SM ; WH et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

❖ **La forme**

1. Les trois modèles des tiges ont des formes différentes :
 - ✓ Monobloc dans le cas de SM ;
 - ✓ Tige simple dans le cas de WH ;
 - ✓ Demi-sphère au modèle de référence.
2. Etat de surface variante :
 - ✓ Surface mince dans la tige SM et le référence ;
 - ✓ Surface rugueuse à cause des détaille situé dans la tige WH.

3. Des dimensions divergentes.

❖ **La matière**

1. Nos modèles personnalisés sont en Alumine par contre la référence est en Polyéthylène ;
2. Les valeurs de Von Mises du SW et WH sont très loin des résultats de référence ;
3. En comparant la localisation de la zone de la pression on trouve que :
 - ✓ Dans le monobloc SM, la pression est concentrée à la base de support ;
 - ✓ Dans WH elle est concentrée dans la partie supérieure de la tige ;

Dans la tige de modèle de référence la pression est concentrée à la partie supérieure (des traces rouges).

III.11.2. Deuxième cas

Dans ce cas, nous comparons nos trois modèles avec le modèle (acier inoxydable /Alumine) de référence (couple Zircon/ 316L).

➤ **Contrainte de Von mises**

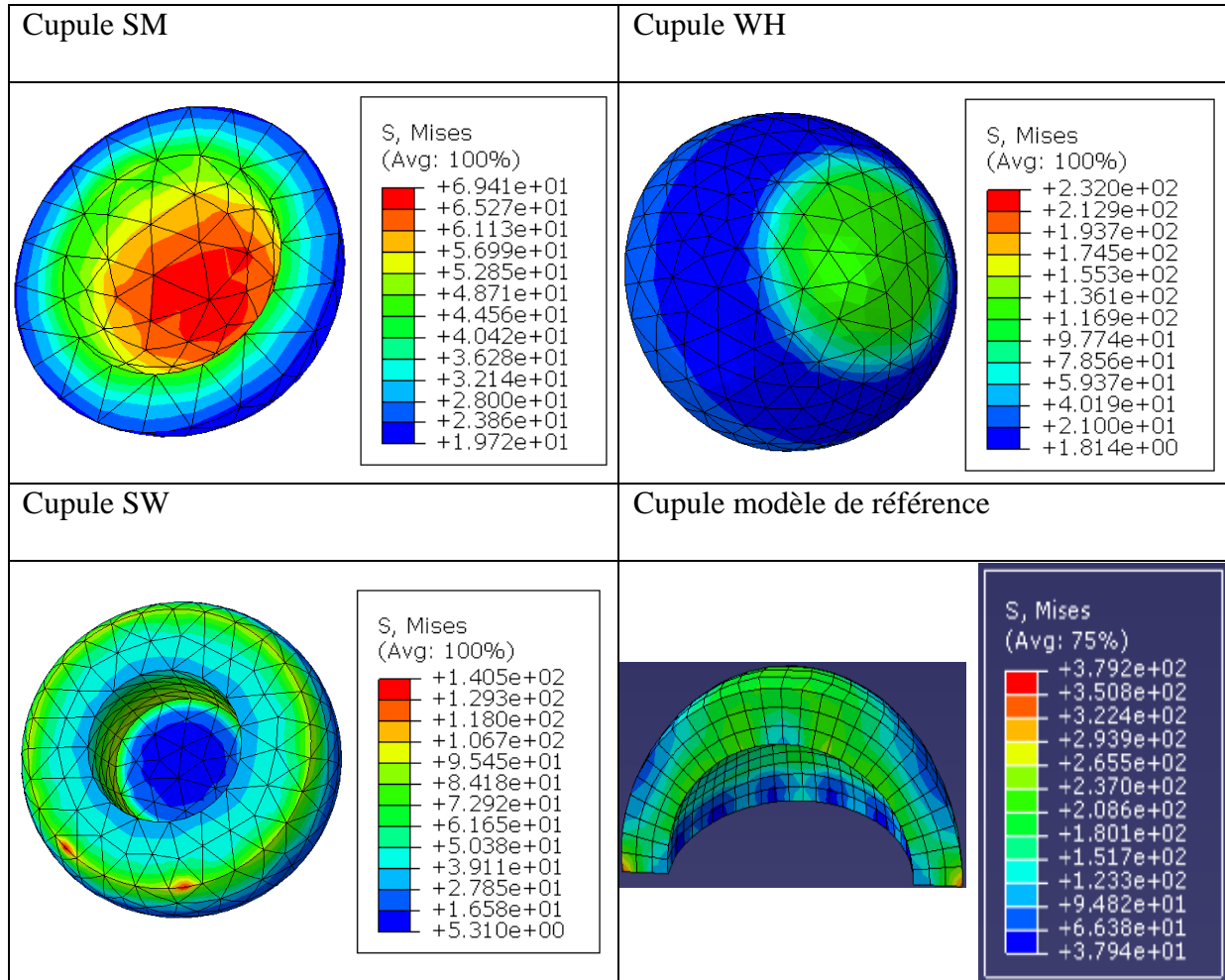


Tableau III. 23. Contrainte de Von mises (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

❖ **La forme**

- Les quatre modèles ont une forme demi sphérique ;
- Le même état de surface ;
- Des dimensions convergentes ;

❖ **La matière**

- Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est en Zircon/316L ;

- Les valeurs de Von Mises du SW et WH sont les plus proche des résultats de référence ;

En comparant la localisation de la zone de concentration de contrainte en trouve que la cupule SM et WH en la même zone que la référence.

➤ **Pressure**

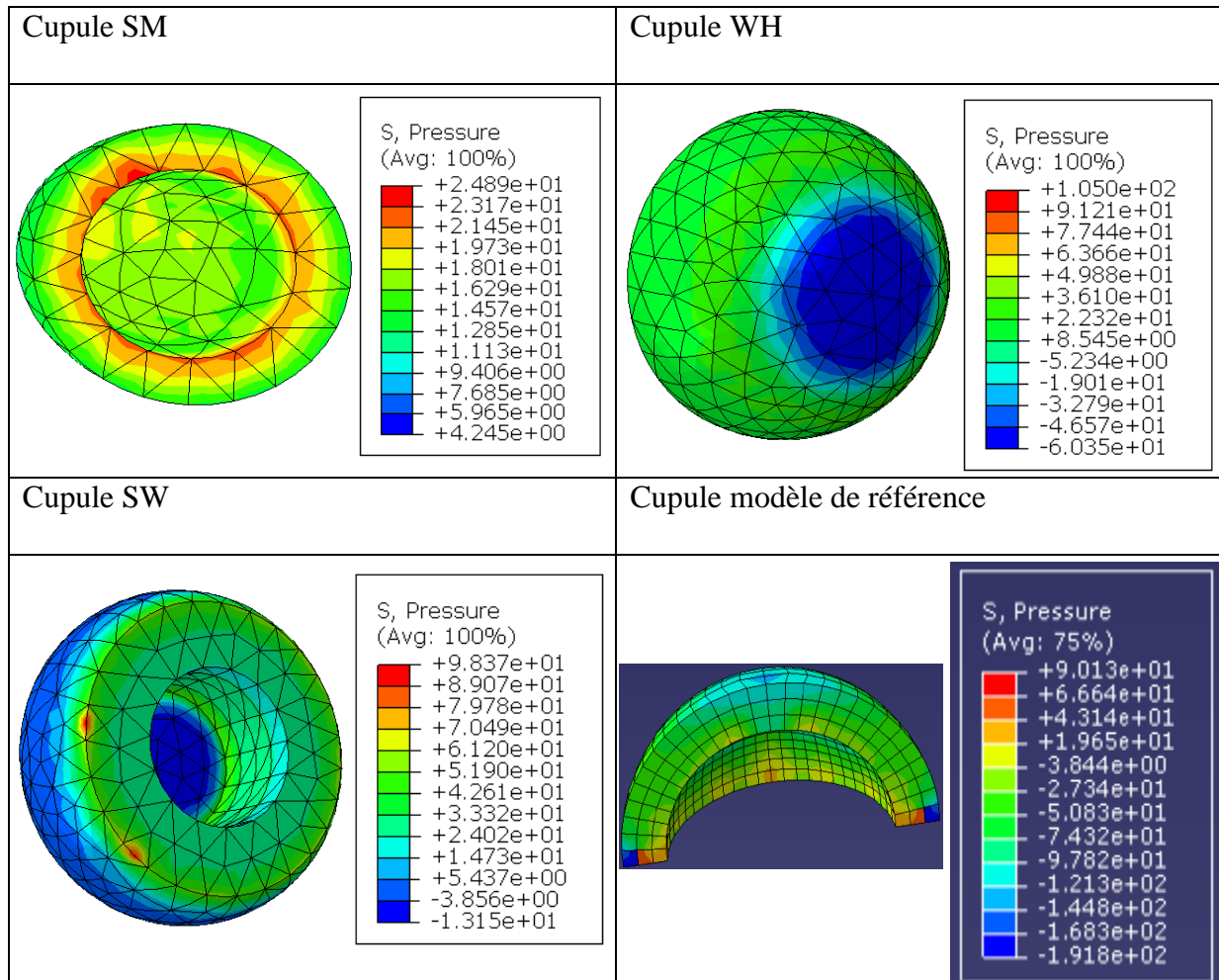


Tableau III. 24. Pressure (cupule modèle SM ; WH ; SW et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

- Les quatre modèles ont la même forme géométrique (demi sphère) ;
- La même valeur de rugosité ;
- Des cotations convergentes ;
- Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est on Zircon/316L
- Les valeurs de pression du SW, SM et WH et le référence sont très proche entre lui-même ;

- En comparant la localisation de la zone de concentration de pression en trouve que les deux cupules SM et SW en la même zone que le référence ;

La cupule SM a la même forme de concentration dangereuse rouge que la cupule de référence.

➤ **Contrainte de Von mises**

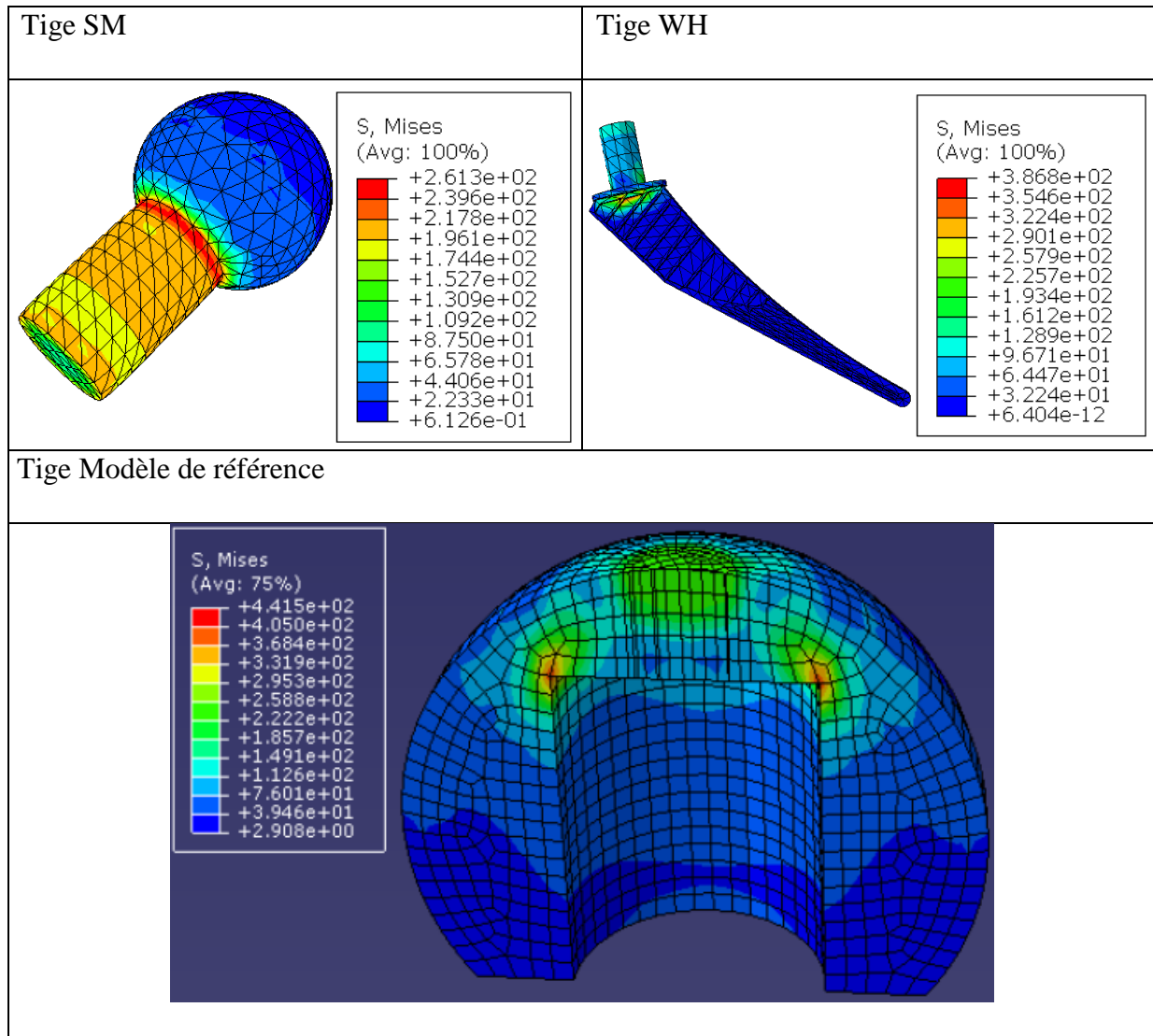


Tableau III.25. Contrainte de Von mises (Tige modèle SM ; WH et modèle de référence).

Comparaison

D’après les résultats précédents nous avons remarqué que :

❖ **La forme**

1. Les trois modèles des tiges ont des formes différentes :

Monobloc dans le cas de SM ;

Tige simple dans le cas de WH ;

Demi-sphère au modèle de référence.

Etat de surface variante :

Surface mince dans la tige SM et le référence ;

Surface rugueuse à cause des détaille situé dans la tige WH.

Des dimensions divergentes.

❖ La matière

1. Nos modèles personnalisé sont en Alumine par contre le référence est en Zircon/316L ;

Les valeurs de Von Mises du SW et WH sont approximatives par rapport les résultats de référence ;

En comparant la localisation de la zone de concentration de contrainte on trouve que :

- Dans le monobloc SM, la pression est concentré a la base de support ;
- Dans WH elle est concentré dans la partie supérieur de la tige ;
- Dans la tige de modèle de référence la pression est concentrée à la partie supérieure (des traces rouge).

➤ **Pressure**

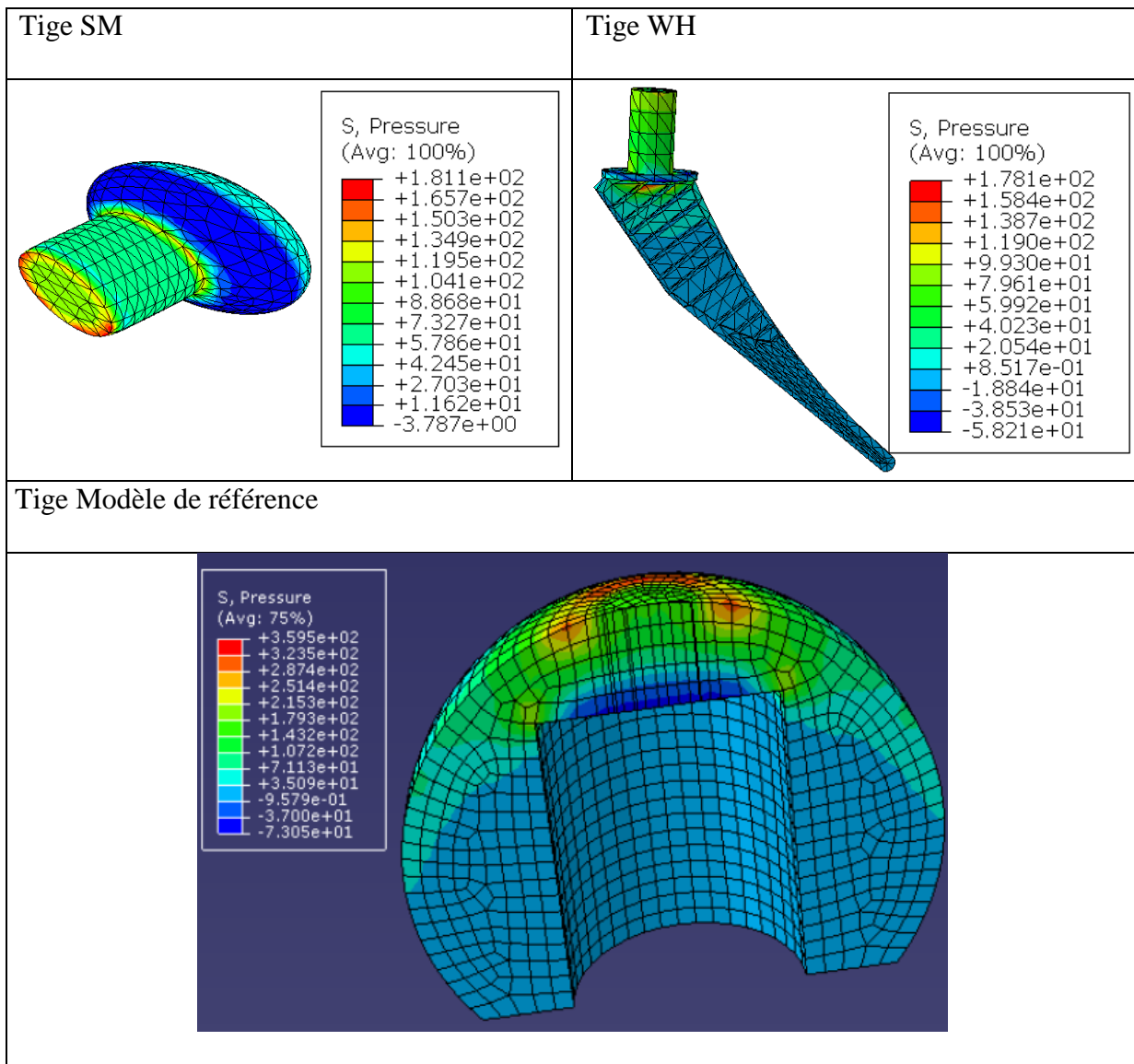


Tableau III.26. Pressure (Tige modèle SM ; WH et modèle de référence).

Comparaison

D'après les résultats précédents nous avons remarqué que :

❖ **La forme**

1. Les trois modèles des tiges ont des formes différentes :
 - ✓ Monobloc dans le cas de SM ;
 - ✓ Tige simple dans le cas de WH ;
 - ✓ Demi-sphère au modèle de référence.
2. Etat de surface variante :
 - ✓ Surface mince dans la tige SM et le référence ;

✓ Surface rugueuse à cause des détaille situé dans la tige WH.

3. Des dimensions divergentes.

❖ **La matière**

4. Nos modèles personnalisé sont on Alumine par contre le référence est on Zircon/316L ;

5. Les valeurs de Von Mises du SM et WH sont très proche des résultats de référence ;

6. En comparant la localisation de la zone de la pression en trouve que :

✓ Dans le monobloc SM, la pression est concentré a la base de support ;

✓ Dans WH elle est concentré dans la partie supérieur de la tige ;

Dans la tige de modèle de référence la pression est concentrée à la partie supérieure (des traces rouge).

Conclusion

Dans les deux cas où nous avons fait la simulation des 3 modèle personnalisés et choisie un modèle de référence :

Dans ce chapitre nous avons étudié l'influence de changement de la forme des prothèses articulaire de hanche, sur les résultats de simulation à partir de faire l'observation de de déformation, déplacement et contrainte équivalente de Von Mises, Tresca et Pression de la partie supérieur de chaque modèle.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce travail est effectué dans le secteur des P.T.H par des modélisations basées sur la forme, la position et la matière. Nous avons choisie dans notre étude le mode numérique pur, due à une supposition bâtier sur les différentes recherches et études dans le domaine biomécanique.

Le but de notre étude étant de modéliser des différentes formes de P.T.H et faire une comparaison entre lui-même, afin de voir le modèle le plus fiable, et pour cela nous avons réalisé trois modèles :

Un couple (Cotyle/Cupule)

Un couple (Cupule/Tige)

Un assemblage (Cotyle/Cupule/Tige)

Ici on a varié la forme de nos modèles et fixer la nature de matière et la charge appliquée. Après nous avons utilisé le logiciel de simulation Abaqus pour effectuer la simulation et obtenir des résultats pour les interprètes.

Notre démarche consiste à faire une étude comparative :

- Premièrement : la comparaison entre les résultats de nos modèles ;
- Deuxièmes : la comparaison entre les modèles réalisés et un modèle de référence.

Dans ce mémoire nous avons choisi une petite partie d'un domaine très vaste et développé mais le développement des recherches sur les paramètres et les indicateurs dans ce domine comme par exemple les formes et matières de réalisation des PTH et ses propriétés biocompatible, biomécanique ainsi que la méthode utilisés pour vérifier sa fiabilité (la simulation)...etc. L'avenir est à l'outil numérique et à la réalité virtuelle.

Résumé

La biomécanique est un domaine de recherches large et très actif qui propose des solutions à une variété des problèmes liés à la santé (fracture des os, usure de l'articulation,...). Les problèmes des prothèses totale de hanche est encore ouvert et nécessite beaucoup de travail pour arriver à une conception d'une géométrie efficace et durable.

Dans ce travail nous avons proposé des modèles d'une prothèse totale de hanche à l'aide du logiciel de simulation Abaqus version 2017 qui nous fournée des résultats satisfaisants.

pour prouver l'exactitude de notre travail, on a ajouté un modèle de référence pour la comparaison concernant la concentration des contraintes dans les différentes parties de la prothèse .

Notre étude se présenter à partir des résultats de simulation, des tableaux et des graphes avec l'interprétation et les discussions de chacune.

Mots clé : Simulation, forme, concentration de contrainte, prothèse articulaire de hanche.

Abstract

Biomechanics is a large and very active field of research which offers solutions to a variety of health-related problems (broken bones, wear and tear on the joint, etc.). The problems of total hip prostheses are still open and require a lot of work to arrive at an efficient and durable geometry design.

In this work we proposed models of a total hip replacement using the Abaqus simulation software version 2017 which provided us with satisfactory results.

to prove the accuracy of our work, we added a reference model for comparison concerning the stress concentration in the different parts of the prosthesis.

Our study is presented from simulation results, tables and graphs with the interpretation and discussion of each.

Keywords: Simulation, shape, stress concentration, hip joint prosthesis.

ملخص

الميكانيكا الحيوية هي مجال بحث كبير ونشط للغاية يقدم حلولاً لمجموعة متنوعة من المشكلات المتعلقة بالصحة (كسور العظام، والتآكل في المفصل، وما إلى ذلك). لا تزال مشاكل الأطراف الاصطناعية الكاملة للورك مفتوحة وتتطلب الكثير من العمل للوصول إلى تصميم هندسي فعال ودائم.

في هذا العمل ، اقترحنا نماذج لاستبدال مفصل الورك بالكامل باستخدام إصدار برنامج محاكاة Abaqus 2017 الذي قدم لنا نتائج مرضية.

لإثبات دقة عملنا ، أضفنا نموذجاً مرجعياً للمقارنة فيما يتعلق بتركيز الإجهاد في أجزاء مختلفة من الطرف الاصطناعي.

يتم تقديم دراستنا من نتائج المحاكاة والجداول والرسوم البيانية مع تفسير ومناقشة كل منها.

الكلمات المفتاحية: المحاكاة ، الشكل ، تركيز الضغط ، مفصل الورك الاصطناعي.