

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



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



Thèse

Présentée pour l'obtention du titre de :
Docteur en Sciences en Génie mécanique
Option : Science Des Matériaux

Sous le Thème :

Analyse du comportement en Rupture
(resurfaçage de la hanche).

Présentée par :

CHERGUI Karima

Devant le jury composé de :

OUTTAS Toufik	Prof	Université de Batna 2	Président
MAZOUZ Hammoudi	Prof.	Université de Batna 2	Rapporteur
BELKACEM BOUZIDA Aissa	Prof.	Université de Batna 1	Examineur
BOUCHELAGHEM Med Abdelaziz	Prof.	Université de Annaba	Examineur
LAGRED Ahmed	Prof	Université de Annaba	Examineur
MANAA Rabeh	M.C.A	Université de Batna 2	Examineur

2019

À la mémoire de mes parents

J'aurais souhaité votre présence en ce moment pour partager ma joie. Vous m'avez toujours fait preuve d'amour et d'affection, vous êtes toujours présents dans mon esprit et dans mon cœur.

Que vos âmes reposent en paix, et Que Dieu vous garde au paradis.

Remerciements

Tout d'abord je tiens à remercier Dieu, le tout puissant et miséricordieux, qui m'a donné la force, et la patience d'accomplir ce modeste travail.

*Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à mon directeur de mémoire, le Professeur **Mazouz Hammoudi**. Je le remercie de m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé.*

*Je tiens à témoigner toute ma reconnaissance au Docteur **Ameddah Hacene**, pour son aide dans la réalisation de ce mémoire.*

J'adresse mes sincères remerciements à tous les professeurs, intervenants et toutes les personnes qui par leurs paroles, leurs écrits, leurs conseils et leurs critiques ont guidé mes réflexions et ont accepté de me rencontrer et de répondre à mes questions durant mes recherches.

*Enfin, mes pensées se tournent vers ma famille. Je tiens à remercier sincèrement mon mari **Sofiane**, mes filles **Manar**, **Nada** et **Yousra**, pour tout leur amour, leur soutien et les encouragements qu'ils ont su m'apporter tout au long de mon parcours. Je remercie également mon frère **Lazhar** et ma soeur **Assia** pour leur écoute et leur soutien permanent.*

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

Sommaire

Nomenclature

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction générale..... 1

Chapitre1**Etat de l'art**

1.1. Introduction 4

1.2. Facteurs influençant le comportement mécanique de la prothèse de resurfaçage de la hanche métallique..... 4

1.2.1. IJ.Udofia et al..... 4

1.2.2. Sanjay Gupta et al. 6

1.2.3. S. Martelli et al..... 6

1.2.4. M. Alvarez-Vera et al..... 8

1.3. Comportement mécanique et en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche des couples de frottement céramiques/ céramiques. 10

13.1. Ahmet C. Cilingir..... 10

1.3.2. Bidyut.Pal et al..... 11

1.3.3. Wen Zhang et al. 13

1.3.4. Gulraj S et al. 14

1.4. Performances de la prothèse de la hanche en composite CF / PA12..... 15

1.4.1. H. Bougherara, L'H. Yahia et al. 15

1.4.2. H.Bougherara et N.Bureau. 17

1.4.3. Melissa Campbell et al. 19

1.4.4. Melissa Campbell et al. 22

1.4.5. C. Caouette et al. 23

1.4.6. Christiane Caouette. 25

1.4.7. PouriaTavakkoliAvval et al. 26

1.4.8. PrajaktaSubhedar et al.	27
1.5. Conclusion.....	30

Chapitre2

Biomécanique de la hanche et description de la prothèse de resurfaçage

2.1. Introduction	31
2.2. Biomécanique de la hanche.....	31
2.2.1. Anatomie de la hanche	31
2.2.2. Mobilité de la hanche	32
2.2.3. Cycle de marche.....	32
2.2.4. Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche associées à diverses activités.....	33
2.3. Implant de remplacement de l'articulation coxo- fémorale.....	37
2.3.1. Pathologies courantes de la hanche.....	37
2.3.2. Arthroplasties de la hanche.....	38
2.3.3. Activités sportives après resurfaçage et prothèse totale de hanche	41
2.3.4. Avantages du resurfaçage.....	42
2.3.5. Inconvénients	45
2.3.6. Prothèse de resurfaçage de hanche vs Prothèse totale de hanche	46
2.4. Causes de l'endommagement de la prothèse coxo-fémorale.....	47
2.4.1. Facteurs biologiques : débris d'usure.....	47
2.4.2. Problèmes liés à la rupture des implants	48
2.4.3 Autres facteurs	48
2.5. Conclusion.....	50

Chapitre3

Les matériaux composites

3.1. Introduction	51
3.2. Définition	51
3.3. Les constituants	51

3.3.1. Matrices	52
3.3.2. Renforts	52
3.3.3. Le rôle des interfaces.....	53
3.4. Architecture du composite	54
3.4.1. Les monocouches	54
3.4.2. Les sandwichs	54
3.4.3. Les stratifiés.....	55
3.5. Les composites dans le secteur médical	56
3.5.1. Technologies utilisées et émergentes	56
3.5.2. Avantages des composites	56
3.5.3. Inconvénients des composites.....	57
3.5.4. Exigences imposées pour l'implantation des composites dans l'organisme	57
3.6. Applications des biocomposites	57
3.6.1. Applications de biocomposites dans les tissus durs.....	58
3.6.2. Applications de biocomposites sur les tissus mous.....	60
3.6.3. Matériaux composites pour la réparation osseuse	62
3.6.4. Matériaux composites pour prothèses de hanche.....	63
3.7. Conclusion.....	71

Chapitre 4

Lois de comportement en fatigue des matériaux

4.1. Introduction	72
4.2. Définition de la fatigue	72
4.3. Fatigue fissuration & fatigue endurance.....	74
4.3.1. Propagation des fissures de fatigue	74
4.3.2. Essais de fissuration	74
4.3.3. Mode de fissuration.....	74
4.3.4. Facteur d'intensité de contrainte.....	75
4.3.5. Durée de vie d'une structure.....	75

4.3.6. Approche en durée de vie	76
4.3.7. Approche en tolérance aux dommages.....	76
4.3.8. Endommagement en pointe de fissure.....	76
4.3.9. Mécanisme de propagation.....	76
4.3.10. Influence de l'environnement	77
4.3.11. Importance des caractéristiques métallurgiques	77
4.3.12. Lois de propagation théoriques.....	77
4.3.13. Cycle de contrainte.....	78
4.3.14. Types de cycles de contraintes.....	78
4.4. Diagrammes représentatifs.....	79
4.4.1. Courbe de Wöhler	79
4.4.2. Courbes d'équiprobabilité de rupture.....	80
4.4.3. Diagramme de Haigh.....	81
4.4.4. Diagramme de Goodman-Smith :	82
4.4.5. Diagramme de Roš	83
4.4.6. Diagramme de Moore-Kommers-Jasper	84
4.5. Endommagement par fatigue des matériaux destinés aux dispositifs médicaux	84
4.5.1. La mécanique des matériaux.....	84
4.5.2. Mécanique de contact.....	85
4.5.3. Mécanique de la rupture	86
4.5.4. Principes fondamentaux de la fatigue	87
4.6. Comportement élastique des matériaux anisotropes	89
4.6.1. Notations vectorielles et matricielle.....	89
4.6.2. Loi de comportement élastique linéaire	90
4.6.3. Matériaux isotropes transverses.....	90
4.7. Mécanismes de rupture dans les matériaux composites	92
4.7.1. Les divers mécanismes de rupture dans un composite unidirectionnel	92
4.7.2. Rupture des stratifiés.....	94

4.7.3. Prédiction de durée de vie en fatigue (Notion de courbe d'endurance).....	95
4.8. Conclusion.....	97

Chapitre5

Simulation numérique

5.1. Introduction.....	98
5.2. Resurfaçage de la hanche non cimentée en CF/PA12 avec le nouveau design Marmel.	98
5.2.1. Modèle de la prothèse.....	99
5.2.2. Propriétés des matériaux.....	100
5.2.3. Conditions de chargement	100
5.2.4. Évaluation du risque de fracture de l'os.....	101
5.2.5. Résultats et discussions	101
5.2.6 Conclusion	106
5.3. Analyse statique et en fatigue d'une prothèse de resurfaçage de hanche en CF/PA12 lors de la marche normale et de la montée d'escaliers avec le logiciel SolidWorks.....	107
5.3.1 Modèle de la prothèse de resurfaçage de la hanche	107
5.3.2. Conditions de chargement	109
5.3.3. Résultats et discussions	111
5.3.4. Analyse en fatigue.....	115
5.3.5. Conclusion	116
5.4. Analyse statique et en fatigue d'une prothèse de resurfaçage de hanche en CF/PA12 lors de la marche normale et de la montée d'escaliers avec le code de calcul Abaqus.....	117
5.4.1. Introduction.....	117
5.4.2. Modèle de la prothèse de resurfaçage de la hanche	117
5.4.3 Conditions de chargement	120
5.4.4 Analyse par éléments finis.....	125
5.4.5 Analyse en fatigue	125
5.4.6. Résultats et discussions	126

5.5. Conclusion.....	137
Conclusion Générale	138
Bibliographie Bibliographiques	141

Nomenclature

- L : la longueur de la tige (mm)
- D : le diamètre de la tête fémorale (mm)
- R_1 : le diamètre de la composante fémorale (mm)
- R_2 : le diamètre interne de la cupule (mm)
- $E_{1,2,3}$: Module d'élasticité – direction principale 1, 2 ou 3 (GPa)
- G_{12} : Module de cisaillement en direction 12
- G_{13} : Module de cisaillement en direction 13
- G_{23} : Module de cisaillement en direction 23
- ν : Coefficient de Poisson (mm/mm)
- ν_{12} : Coefficient de Poisson en direction 12
- ν_{13} : Coefficient de Poisson en direction 13
- ν_{23} : Coefficient de Poisson en direction 23
- GPa : Giga pascal
- Mpa: Méga pascal
- μ : Coefficient de frottement
- ρ : la densité (g/cm³)
- F_X : Composante de la force appliquée selon l'axe ox (N)
- F_Y : Composante de la force appliquée selon l'axe oy (N)
- F_Z : Composante de la force appliquée selon l'axe oz (N)
- R_e : La limite élastique (Mpa)
- $\sigma_{rupture}$: Contrainte limite à la rupture (Mpa)
- σ_m : la contrainte moyenne (Mpa)
- σ_a : la contraintes alternée (Mpa)
- σ_e : la limite d'endurance (Mpa)
- σ_{ut} : la résistance à la traction maximale (Mpa)
- n_f : Le facteur de fatigue de la sécurité
- N : nombre de cycles
- CF : fibres de carbones

PA12 : Polylauroamide

$A_{\#C}$: L'allongement à la rupture des fibres de carbone

A_{mPA12} : L'allongement à la rupture de la matrice en Polylauroamide

$R_{m\#C}$: Résistance à la traction des fibres de carbone [MPa]

R_{mPA12} : Résistance à la traction de la matrice en Polylauroamide [MPa]

E_{PA12} : Module d'élasticité du Polylauroamide [MPa]

E_C : Module d'élasticité du carbone [MPa]

T : la période du cycle

F_m : la force moyenne [N]

a : l'amplitude de la force = $F_{\max} - F_{\min}$ [N]

Liste des figures

Chapitre I

Figure1.1 Schéma par éléments finis du modèle tridimensionnel des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche maillés [1].....	4
Figure1.2 (a) Effet de la variation du jeu radial sur la distribution de pression de contact prévue pour la prothèse nominale (b) Comparaison de la distribution prédite de la pression de contact montrant l'effet du rayon de la tête fémorale de différents modèles d'éléments finis où les rayons des petites têtes, nominales et des grandes têtes sont respectivement de 21 mm, 25 mm et 29 mm (c) Comparaison de la distribution prédite de la pression de contact entre les différents modèles d'épaisseurs de paroi de cupule acétabulaire (les épaisseurs moyennes de la cupule mince, de la cupule nominale et de la cupule épaisse sont de 2,14 mm, 4,84 mm et 6,84 mm respectivement) [1].....	5
Figure1.3 Distribution de contrainte de von Mises (MPa) dans le composant fémorale de resurfaçage lors de la montée d'escaliers, pour l'interface implant-os; (a) tige longue; (b) tige courte [2].....	6
Figure1.4 A gauche l'implant avant révision (D # 1) et à droite l'implant révisé (D # 2, les deux régions modifiées sont marquées par les étiquettes A et B. La modification A montré la révision de la jonction de la tige avec la tête de la prothèse, la modification B montre la géométrie révisée du ciment, qui est plus épaisse que dans D # 1 et augmente progressivement en épaisseur de la proximale à la tige distale [3].....	7
Figure1.5 Le risque de fracture du composant prothétique (Design # 2). Les contraintes de Von Mises prévues sont présentées sous forme de pourcentage de la limite d'endurance de contrainte minimale pour les alliages CrCo les plus faibles utilisés pour la fabrication de prothèses orthopédiques [3].....	8
Figure1.6 Caractéristiques de conception des implants de resurfaçage de la hanche analysée. (a) composant fémoral de la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnel, (b) acétabulum de la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnel et (c) acétabulum de conception MARMEL[6].....	8
Figure1.7 Vue isométrique de la distribution des contraintes équivalentes de von Mises pour la cupule et la tête en: (a) la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnel, (b) la prothèse de resurfaçage de la hanche MARMEL [6].....	9
Figure1.8 Effet de la modification du jeu radial sur le contact distribution de pression ($w = 3200$ N avec les forces du muscle et sous-trochantérien) [7].....	10

Figure1.9 Comparaison de la distribution de pression de contact prédite entre la prothèse en alumine et la prothèse en métal avec modèles de revêtement d'alumine ($c = 0,075$ mm et $w = 3200$ N avec forces musculaires et sous-trochantériennes)[7].....	10
Figure1.10 Répartition de la contrainte de traction en (MPa) dans la tête en céramique lors de la montée d'escaliers dans différentes conditions de contact tige-os - les vues sont à partir des extrémités proximale et distale: (a) pour un contact sans frottement ($\mu=0$) avec un jeu de $100 \mu\text{m}$, (b) pour un contact sans frottement ($\mu=0$) et sans jeu et (c) pour un frottement normal ($\mu= 0,25$) [8].....	12
Figure1.11 Comparaison des probabilités d'endommagement à long terme entre l'alumine et le nitrure de silicium [9].....	13
Figure1.12 Composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche ESKA Ceram [10].	14
Figure1.13 Les composants récupérés lors de l'opération (doublure acétabulaire en céramique fracturée et composant fémoral avec revêtement de la tête fémorale en céramique usée) [10].....	14
Figure1.14 Concept du design de la tige de la prothèse totale de la hanche biomimétique [11].....	15
Figure1.15 Configurations en couches pour le matériau composite utilisé: (a) configuration I $[(\pm 45^\circ)]_2 [(0^\circ/90^\circ)]_1 [(\pm 45^\circ)]_3$ et (b) configuration II $[(\pm 45^\circ)]_6$ [11].....	16
Figure1.16 Contraintes principales (MPa) dans les prothèses à tige en Ti et en CF/PA12: (a) contrainte maximale et (b) contrainte minimale [11].....	17
Figure1.17 Resurfaçage de la hanche. (a) implant fémoral de resurfaçage hybride et (b) Birmingham [12].....	17
Figure1.18 Tige en composite (CF / PA12) tressée $(+ 45 / -45)_6$ [12].....	18
Figure1.19 Contraintes de Von Mises dans l'os spongieux en utilisant (a) implant fémoral de resurfaçage Birmingham et (b) implant fémoral de resurfaçage hybride [12].....	18
Figure 1.20 Contraintes de Von Mises dans l'implant en utilisant (a) la prothèse de resurfaçage de la hanche Birmingham et (b) la prothèse de resurfaçage de la hanche hybride [12].....	18
Figure 1.21 Moule utilisé dans le moulage avec vessie gonflable et la tige fémorale en composite fabriquée [13].....	19
Figure 1.22 Le module de compression (■) et la résistance maximale à la compression (□) des échantillons composites CF / PA12 pour des variables: (a) de températures de moulage, (b) de pressions effectives, et (c) de temps de maintien, en fonction de la	

teneur en vide [13].....	21
Figure 1.23 Contrainte cyclique maximale en MPa (○) et charge maximale en N (●) en fonction des cycles à la rupture. Les flèches indiquent la durée de vie indéfinie en fatigue [14].....	23
Figure 1.24 Contraintes de Von Mises dans le fémur proximal pour un chargement de montée d'escaliers, non ostéointégré et ostéointégré a) fémur sain; (b) tige CF / PA12 détachée; (c) tige en Titane détachée; (d) tige en CF / PA12 ostéointégrée; (e) tige en Titane ostéointégrée [15].....	23
Figure 1.25 Vue antérieure des micromouvements à l'interface os-implant pour la montée d'escaliers et la mise en charge d'une jambe des implants non ostéointégrés a) CF / PA12 en montée d'escalier; (b) Titane dans une montée d'escalier; (c) CF / PA12 en position d'une jambe; (d) Titane en position d'une jambe [15].....	24
Figure 1.26 Contraintes de Von Mises en (Mpa) dans l'implant pour les modèles d'interface de contact et d'ostéointégration, avant et après l'ostéointégration [16].....	25
Figure 1.27 Distribution de la densité osseuse après prothèse total de la hanche avec (a) CoCrMo, (b) en alliage de Ti, (c) implant de la hanche en composite CF / PA12 [17].....	26
Figure 1.28 Impact de la teneur en fibre de carbone sur la résistance à la flexion et le module de flexion [18].....	29
Chapitre II	
Figure 2.1 Articulation de la hanche [20].....	31
Figure 2. 2 Résultante transmise à la hanche en position d'appui monopodal[22].....	32
Figure 2. 3 Cycle de la marche [24].....	33
Figure 2.4 Balance de Pauwels, avec P le poids du corps, M la force de résistance des fessiers et R la résultante des forces qui s'appliquent sur l'articulation [26].....	33
Figure 2.5 Modélisation par dynamique inverse du membre inférieur lors de la phase d'appui de la marche. Le torseur des actions mécaniques extérieures réduit au point de contact K est connu. Les propriétés cinétiques des segments (pied, jambe, cuisse) sont estimées à partir de tables anthropométriques. Les actions mécaniques intersegmentaires à chaque articulation (H : hanche, G : genou et C : cheville) sont calculées par dynamique inverse (vue extérieure – plan sagittal) [31].....	35
Figure 2.6: Allure des intervalles de valeurs de la force résultante (% du Poids du corps) agissant sur l'articulation de la hanche au cours d'un cycle. a) Lors de la marche. b) Lors de la course [34].....	35

Figure 2.7: La mise en charge de l'acétabulum [40].....	36
Figure 2.8 Arthroplasties initiales de la hanche par groupement diagnostique(Institut canadien d'information sur la santé, 2012) [45].....	38
Figure 2.9 Composants d'une prothèse totale de hanche [46].....	39
Figure 2.10 Prothèse de resurfaçage de hanche [47].....	40
Figure 2.11 L'encoche préopératoire du col fémoral, parfaitement visualisé sur le cliché radiographique de la hanche de face (flèche), a été responsable d'une fracture du col à la sixième semaine postopératoire lors de la reprise de l'appui complet [63].....	45
Figure 2.12 Exemple de cas de rupture par fatigue sur plaque d'ostéosynthèse [66].....	48
Chapitre III	
Figure 3.1 Représentation schématique d'un matériau composite [69].....	51
Figure 3.2 Types de matrice [68].....	52
Figure 3.3 Types de renfort [68].....	53
Figure 3.4 Le rôle de l'interface sur la ténacité des composites : lorsqu'une fissure atteint l'interface (a), elle est déviée (b). Au lieu d'une rupture brutale, on observe donc une décohésion progressive des constituants[70].....	54
Figure 3.5 Composite sandwich [71].....	55
Figure 3.6 Constitution d'un stratifié [72].....	55
Figure 3.7 Désignation d'un stratifié [72].....	55
Figure 3.8 (a) Une des plaques PLLA auto-renforcées de 0,5 mm d'épaisseur (b) la réparation des défauts osseux du crâne d'un patient atteint de trigonocéphalie traitée par cranioplastie [74].....	59
Figure 3.9 Réponse clinique à des plaques de fixation de fracture en résine époxy renforcées de fibres de carbone dans l'avant-bras montrant la «cicatrisation par le cal soudé» dans 70% des cas »[78].....	60
Figure 3.10 (a) Schéma d'une structure à enroulement filamentaire, (b) structure en composite sous la forme d'un tube ayant deux extrémités pour insérer la prothèse de ligament dans le tunnel osseux [74].....	61
Figure 3.11 (a) Aspect général de l'échafaudage en composite avant implantation (b) Image de la croissance osseuse dans un défaut fémoral après 8 semaines d'implantation, le nouvel os apparaît en gris [74].....	63
Figure 3.12 Technologies de base utilisées pour le prototypage de prothèses de hanche à fibres continues [74].....	67
Figure 3.13 Deux prothèses de hanche renforcées par des fibres continues réalisées à	

l'aide des approches de l'enroulement filamentaire (à gauche) et du moulage par compression (à droite)[74].....	68
Figure 3.14 Mise en place d'un test de fatigue sur une prothèse de hanche [74].....	69
Figure 3.15 Comportement en fatigue de la prothèse de hanche en PEI renforcée de fibres de carbone et de verre. Déplacement vertical de la tête fémorale dans un intervalle de temps de 3 s après 1, 5, 7 et 10 millions de cycles [74].....	70
Chapitre IV	
Figure 4.1 Rupture d'un fil d'acier sous l'effet d'une flexion cyclique aux mains [119]	72
Figure 4.2 Modélisation du chargement appliqué par les mains sur le fil d'acier [119]	73
Figure 4.3 La section résiduelle [119].....	74
Figure 4.4 Mode de fissuration, (a) Mode I, mode d'ouverture, (b) Mode II, mode de cisaillement, (c) Mode III, mode de déchirement [120].....	75
Figure 4.5 Définition des paramètres du modèle de Tomkins: La longueur l est reliée à l'amplitude de contrainte appliquée, où δa est l'avance de la fissure [121].....	77
Figure 4.6 Cycle de contrainte sinusoïdale [119].....	78
Figure 4.7 Les différents domaines de durée de vie en fatigue[124].....	79
Figure 4.8 Courbes d'équiprobabilité de rupture [125].....	80
Figure 4.9 Diagramme de Haigh [126].....	81
Figure 4.10 Différentes représentations de la courbe AB [126].....	82
Figure 4.11 Diagramme de Goodman-Smith[123].....	83
Figure 4.12 Diagramme de Roš [123].....	84
Figure 4.13 Diagramme de Moore- Kommers- Jaspers [123].....	84
Figure 4.14 Diagramme schématique pour démontrer (a) les forces normales, (b) les forces de cisaillement et (c) les forces de compression et de cisaillement agissant sur le corps [127].....	85
Figure 4.15 (a) Déformation des corps sous charge normale, (b) Répartition des contraintes normales au niveau de l'aire de contact et (c) Répartition des contraintes de cisaillement à travers le corps [127].....	86
Figure 4.16 Objets sous tension (a) objets étirés et allongés sous contrainte de traction et éventuellement ruptures, (b) définition de la fissure dans la terminologie de la rupture [127].....	87
Figure 4.17 Charge subie par l'articulation de la hanche pendant le cycle de la marche normale [127].....	87
Figure 4.18 Interactions à la surface d'un matériau métallique déformé[127].....	88

Figure 4.19 Illustration schématique des endommagements des surfaces et des sous-surfaces sous charge cyclique d'un corps sphérique [127].....	89
Figure 4.20 Représentation des contraintes σ_{ij} avec $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ [128].....	90
Figure 4.21 Rupture de fibre [129].....	92
Figure 4.22 Différents modes de rupture de la matrice associés à la rupture d'une fibre.(a) Rupture transverse de la matrice ; (b) Rupture en cisaillement de la matrice ;(c) Décohésion de l'interface fibre-matrice ; (d) Rupture longitudinale de la matrice [129].....	93
Figure 4.23 Rupture transverse de la matrice [129].....	93
Figure 4.24 Rupture longitudinale de la matrice [129].....	94
Figure 4.25 Décohésion fibre-matrice [129].....	94
Figure 4.26 Mécanismes de rupture observés dans les stratifiés [130].....	95
Figure 4.27 Stratifié croisé $\pm 45^\circ$ soumis à une traction dans la direction 0° [130].....	95
Figure 4.28 Rupture d'un composite $[\pm 45^\circ]_{2S}$ à fibres de carbone [130].....	95
Figure 4.29 Courbe d'endurance S-N pour un composite carbone époxy de séquence $[0, 90_3, 0]$ [130].....	96

Chapitre V

Figure 5.1 Modèles de conception des implants de resurfaçage de la hanche analysée. (a) composant fémoral de la prothèse de resurfaçage conventionnelle, (b) cupule de l'implant conventionnel et (c) conception de la cupule MARMEL [6].....	98
Figure 5.2 (a) Modèle complet du fémur resurfacé (b) maillage du modèle simplifié de Marmel positionné avec une inclinaison de 30°	99
Figure 5.3 Fixation non cimentée de la prothèse de resurfaçage de la hanche [146].....	100
Figure 5.4 Distribution des contraintes de Von Mises dans la composante fémorale de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).....	102
Figure 5.5 Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).....	103
Figure 5.6 Distribution des contraintes de Von Mises dans la composante acétabulaire de la prothèse de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).....	104
Figure 5.7 Contraintes principales dans l'os spongieux de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12)..	105

Figure 5.8 Géométrie et modèle des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche en composite CF / PA12 avec le logiciel SolidWorks.....	108
Figure 5.9 Positionnement, chargement, conditions aux limites et maillage de la prothèse entièrement en composite CF / PA12.....	110
Figure 5.10 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e :63%) du cycle de marche lors de la marche normale.....	112
Figure 5.11 Répartition des contraintes sur les surfaces des composants de la prothèse de resurfaçage de hanche.....	113
Figure 5.12 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e :63%) du cycle de marche lors de la montée d'escaliers.....	113
Figure 5.13 Comparaison des résultats obtenus entre les deux activités (marche normale et montée d'escaliers) en différentes positions du cycle de la marche.....	114
Figure 5.14 Diagramme d'endurance (σ -N) pour l'implant en CF/PA12.....	115
Figure 5.15 Géométrie et modèle des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche en composite CF / PA12.....	118
Figure 5.16 La configuration utilisée pour le matériau composite CF/PA12 [$(\pm 45^\circ)$] ₆ ..	119
Figure 5.17 Positionnement, chargement et conditions aux limites de la prothèse entièrement en composite CF / PA12.....	121
Figure 5.18 Forme sinusoïdale de la charge appliquée sur une prothèse de resurfaçage de hanche pour l'activité de la montée d'escaliers.....	123
Figure 5.19 Calcul de la force dynamique sur une feuille Excel, selon l'expression de la fonction périodique citée ci-dessus.....	124
Figure 5.20 Maillage par éléments finis de la prothèse de hanche.....	125
Figure 5.21 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e : 63%) du cycle de marche lors de la marche normale.....	128
Figure 5.22 Distribution de contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de hanche CF / PA12 sous différents niveaux de charge de contrainte à différentes positions du cycle de marche (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e : 63%) lors de la	

montée d'escalier.....	130
Figure 5.23 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique lors de la montée d'escaliers.....	131
Figure 5.24 Comparaison des résultats obtenus entre les deux activités (marche normale et montée d'escaliers) en différentes positions du cycle de la marche.....	132
Figure 5.25 Distribution de contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de Hanche CF / PA12 sous cinq niveaux de chargement (20KN, 16KN, 15KN, 13KN et 12KN) sous différents nombres de cycles (a : 10^4 , b : 10^5 , c : 10^6 , d : 10^7 , e : 10^9) respectivement.....	134
Figure 5.26 Représentation du diagramme d'endurance (σ -N) pour l'implant en CF/PA12.....	135

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau 1.1 Comparaisons des contraintes générées dans les tête de resurfaçage de la hanche en céramique et en métal dans de différentes conditions de contact tige–os dans le cas de chargement d'une marche normale et de la montée d'escaliers [8].....	12
Tableau 1.2 Influence de la configuration des couches du matériau composite sur diverses contraintes dans le modèle d'éléments finis [11].....	16
Tableau 1.3 Avantages et limites des prothèses de hanche actuelles[18].....	28

Chapitre II

Tableau 2.1: Points positifs de l'implant de resurfaçage de hanche par rapport à la prothèse totale de hanche.....	46
---	-----------

Chapitre V

Tableau 5.1 Propriétés mécaniques des matériaux.....	100
Tableau 5.2 Risque de fracture osseuse en traction et en compression pour les prothèses en Co-Cr-Mo et CF / PA12, respectivement.....	105
Tableau 5.3 Propriétés mécaniques du composite [16].....	109
Tableau 5.4 Variation des forces statiques appliquées à la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de marche lors de la marche normale.....	109
Tableau 5.5 Variation des forces appliquées sur la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de la marche lors de la montée d'escaliers.....	110
Tableau 5.6 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la marche normale.....	111
Tableau 5.7 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la montée d'escaliers.....	114
Tableau 5.8 Propriétés mécaniques du composites [16].....	119
Tableau 5.9 Variation des forces statiques appliquées à la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de marche lors de la marche normale.....	122
Tableau 5.10 Variation des forces dynamiques appliquées sur la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de marche lors de la montée d'escaliers.....	122
Tableau 5.11 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la marche normale.....	126
Tableau 5.12 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse en fatigue dynamique.....	135

Introduction Générale

Introduction générale

Les dégradations de cartilages ou les casses osseuses peuvent être les conséquences d'accidents, de maladies telle l'ostéoporose, d'arthrose, ou simplement du vieillissement des tissus biologiques avec l'âge. Si ces dégradations ont lieu au niveau d'une articulation, elles peuvent entraîner une perte des fonctions motrices. Par conséquent, l'implantation d'une prothèse orthopédique lors d'une intervention chirurgicale peut se révéler nécessaire. L'arthrose dégénérative de la hanche est une maladie problématique à traiter chez les jeunes patients, puisque ceux-ci sont susceptibles de survivre à une première prothèse totale de hanche. Ceci implique une éventuelle chirurgie de révision plus lourde que la première intervention. Pour ces patients, une alternative existe : le resurfaçage de la hanche. Cette intervention, qui consiste à ne retirer que la surface articulaire de la tête fémorale pour implanter une composante fémorale en forme de coiffe sphérique, permet à la fois de conserver plus d'os que l'arthroplastie classique et également de restaurer une fonctionnalité biomécanique plus normale à l'articulation.

La science des biomatériaux développe régulièrement de nouveaux matériaux plus résistants, plus durs, plus stables chimiquement et d'une meilleure biocompatibilité. Malgré le succès relatif des implants métalliques actuellement utilisés, il a été prouvé que les prothèses de hanche améliorées et plus durables étaient toujours recherchées. Les prothèses de hanche étant soumises à des charges mécaniques complexes et élevées et à un environnement corrosif, La candidature des métaux pour une conception d'une prothèse de hanche est donc limitée. Les céramiques quant à eux sont très dures et très stables chimiquement mais elles présentent une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elles sont donc sensibles aux défauts et présentent une faible résistance aux concentrations de contraintes telles que les chocs.

La résistance à la corrosion, la fiabilité mécanique et l'adaptabilité des composites à base de polymères thermoplastiques en font un substitut potentiel aux matériaux métalliques, avec une gamme plus étendue de propriétés d'adaptation à l'os. En fait, l'utilisation de matériaux composites est devenue une tendance commune dans le développement de nouvelles tiges de hanche. Les caractéristiques des patients comptent parmi les facteurs les plus importants à l'origine de la rupture de la prothèse, plus le patient est jeune et actif, plus la prothèse est sollicitée et les contraintes sont élevées, plus le risque d'endommagement est élevé.

Dans un tel contexte, ce mémoire a deux objectifs principaux : (i) démontrer la tenue en fatigue numériquement avec la méthode des éléments finis réalisée à l'aide du code de calcul Abaqus , de la prothèse de resurfaçage de hanche sollicitée à un chargement cyclique

dynamique, en se focalisant sur le composite CF / PA12 dans le cadre de sa résistance à la rupture et son excellente biocompatibilité, comme une meilleure alternative aux couples de frottement métalliques ou céramiques et (ii) Prouver la fiabilité de la prothèse de resurfaçage de hanche entièrement conçue en CF/PA12 (cupule et tête fémorale) au lieu de l'utilisation de ce matériau composite uniquement pour la fabrication de la tige fémorale de la prothèse.

Le document est divisé en cinq chapitres :

- Nous débuterons ce manuscrit par un premier chapitre détaillant l'état de l'art en resurfaçage de la hanche, nous l'avons divisé en trois parties. Dans la première nous sommes attachés aux études qui ont montré les facteurs influençant le comportement mécanique de la prothèse de resurfaçage de hanche métallique et qui ont parvenu au problème potentiel des ions métalliques. La deuxième partie montre les études qui ont traité le comportement mécanique et en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche des couples de frottement céramiques/céramiques. La majorité des auteurs ont confirmé que *la fragilité* de la céramique ne convient pas à la conception de ce type de prothèse. Dans la troisième et la dernière partie de ce chapitre nous avons abordé les performances de la prothèse de hanche en un nouveau composite (CF / PA12, son excellente biocompatibilité et son excellente résistance à la fatigue ont été prouvés.
- Le deuxième chapitre fait l'objet d'une présentation de l'articulation de la hanche ainsi que la biomécanique associée, l'estimation des forces agissant au niveau de cette articulation en fonction du type d'activité et selon les diverses positions du cycle de la marche. Et finalement une présentation de la prothèse de resurfaçage de hanche, ses avantages et ses inconvénients, sa comparaison avec la prothèse totale de la hanche ainsi que les facteurs liés à l'endommagement de la prothèse coxo-fémorale.
- Dans le troisième chapitre on trouve des définitions sur les matériaux composites ; leurs procédés d'élaboration, avec les éléments de base de ces matériaux. On a vu aussi les différentes applications des matériaux composites dans l'organisme humain tout en citant leurs avantages et leurs inconvénients.
- Le quatrième chapitre rassemble les rappels de définitions, des diagrammes représentatifs de la fatigue, de l'endommagement par fatigue ainsi que les facteurs qui peuvent influencer sur l'endurance de la pièce ou de la structure. Par la suite nous avons présenté l'endommagement par fatigue des matériaux destinés aux

dispositifs médicaux. Nous avons étudié aussi les théories de l'élasticité des matériaux anisotropes, et finalement les mécanismes de rupture dans les matériaux composites.

- Le dernier chapitre est centré sur l'analyse du comportement statique et en fatigue dynamique d'un implant de resurfaçage de hanche entièrement composé d'un matériau composite (CF/PA12). Une nouvelle conception de prothèse de resurfaçage de hanche appelée Marmel était testée afin de parvenir à une meilleure performance mécanique. L'analyse en fatigue était réalisée en premier lieu à l'aide du logiciel Solidworks et pour plus de fiabilité des résultats, une autre étude avec de nouveaux paramètres était effectuée à l'aide du code de calcul des éléments finis Abaqus. On a clôturé ce chapitre par la présentation des différents résultats de simulation suivie par des discussions et une validation de cette étude.

Chapitre1 :
Etat de l'art

1. Etat de l'art

1.1. Introduction

La prothèse de resurfaçage de la hanche est une alternative à la prothèse totale de la hanche, généralement implantée chez les jeunes patients actifs et dynamiques. Les forces exercées sur l'implant de la hanche du fait de l'activité humaine génèrent des contraintes dynamiques qui varient dans le temps, entraînant une fatigue du matériau et une rupture de l'implant, l'évaluation de la durée de vie des biomatériaux et des structures en service est donc essentielle. Dans ce chapitre, On va présenter une revue de la littérature concernant les travaux les plus pertinents qui ont été menés afin d'étudier le comportement mécanique de la prothèse coxo-fémorale et en particulier la prothèse de resurfaçage de la hanche.

1.2. Facteurs influençant le comportement mécanique de la prothèse de resurfaçage de la hanche métallique.

1.2.1. IJ.Udofia et al. (2004) [1] ont proposé une analyse du contact mécanique des prothèses de resurfaçage de la hanche cimentées métal sur métal. Ils ont supposé un alliage de cobalt-chrome pour les composants acétabulaire et fémoral (figure 1.1). Différentes tailles de tête fémorale et épaisseurs de cupule acétabulaire ont été analysées.

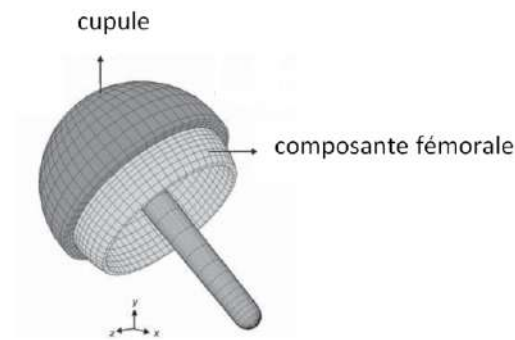


Figure 1.1 Schéma par éléments finis du modèle tridimensionnel des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche maillée [1].

Ils ont conclu de leurs résultats qu'une réduction du jeu radial avait eu l'effet le plus significatif de réduire la pression de contact prévue le long des composants articulés. La réduction de l'épaisseur de la cupule acétabulaire et l'augmentation du rayon de la tête fémorale ont également permis de réduire de manière significative la distribution prédite de la pression de contact (figure 1.2).

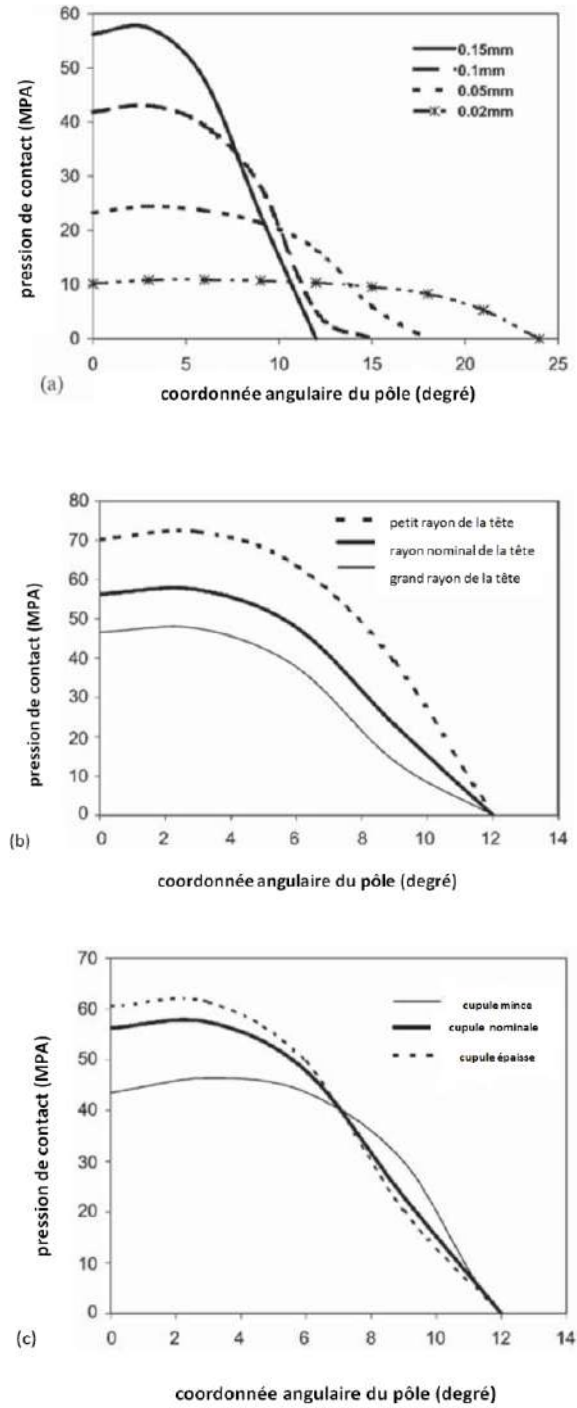


Figure 1.2 (a) Effet de la variation du jeu radial sur la distribution de pression de contact prévue pour la prothèse nominale (b) Comparaison de la distribution prédite de la pression de contact montrant l'effet du rayon de la tête fémorale de différents modèles d'éléments finis où les rayons des petites têtes, nominales et des grandes têtes sont respectivement de 21 mm, 25 mm et 29 mm (c) Comparaison de la distribution prédite de la pression de contact entre les différents modèles d'épaisseurs de paroi de cupule acétabulaire (les épaisseurs moyennes de la cupule mince, de la cupule nominale et de la cupule épaisse sont de 2,14 mm, 4,84 mm et 6,84 mm respectivement) [1].

1.2.2. Sanjay Gupta et al. (2010) [2] qui ont présenté une étude par éléments finis à travers une simulation numérique des modèles tridimensionnels du fémur resurfacé non cimenté avec implants à tige longue et courte, les résultats ont montré que la zone de concentration des contraintes diminuait dans le cas de la tige courte.

La distribution des contraintes de von Mises dans les composantes fémorale à tige longue et courte est présentée à la figure 1.3. Une contrainte de von Mises maximale de 124 MPa a été générée dans la composante fémorale à la surface médiane de la tige pour le modèle à longue tige (figure 1.3a). En comparaison, une contrainte de von Mises maximale de 96 MPa a été observée dans la conception à tige courte au niveau de la jonction tige-coupe (figure 1.3b).

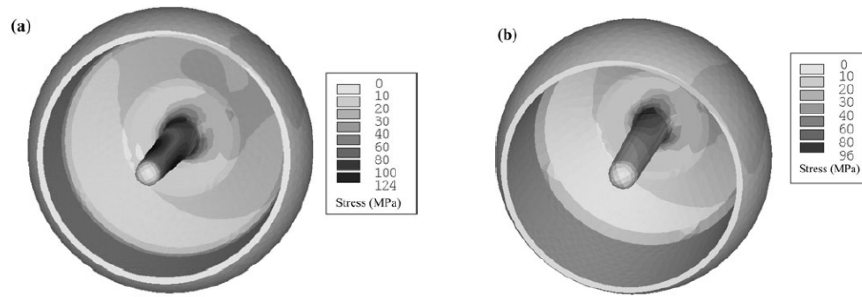


Figure 1.3 Distribution de contrainte de von Mises (MPa) dans le composant fémorale de resurfaçage lors de la montée d'escaliers, pour l'interface implant-os; (a) tige longue; (b) tige courte [2].

Les auteurs ont conclu de cette étude que la longueur de la tige de la prothèse de resurfaçage non cimentée influence la répartition des contraintes de Von Mises dans le composant fémoral de resurfaçage de la hanche en chrome cobalt.

1.2.3. S. Martelli et al. (2011) [3] ont vérifié avec une nouvelle conception de l'implant de resurfaçage de la hanche, le risque de fracture de la composante prothétique par éléments finis. L'indicateur du risque d'endommagement du composant prothétique (R_{STEM}) a été évalué en se concentrant sur les fractures en fatigue et en vérifiant que les pics de la charge au cours d'activités quotidiennes difficiles n'entraînent aucun dommage permanent dans la prothèse. La limite d'endurance était supposée être le seuil le plus bas des alliages de cobalt-chrome actuellement utilisés pour la fabrication d'implants. L'indicateur de fracture de la tige a été défini comme suit :

$$R_{STEM} = \frac{SQV}{SQV_T} \times 100$$

Où SQV est la contrainte de Von Mises prévue et $SQV_T = 200$ MPa est la limite seuil trouvée par Black and Hastings et Lorenz et al. [4,5]. Les charges sous lesquelles R_{STEM} a été

évalué reproduisaient le pic de réaction de la hanche, et les forces exercées par les principaux muscles agissant sur le fémur proximal lors de la montée d'escaliers.

Deux régions où un ou plusieurs risques ont été trouvés sur la conception D # 1, Ces résultats insatisfaisants ont été attribués à la coupe (courbure presque nulle) dans le col proximal pour accueillir la tige et à une épaisseur du ciment non optimale. L'épaisseur de la tige était progressivement réduite dans la région proximale, agissant sur son profil latéral, laissant inchangée son extrémité distale. L'épaisseur de ciment a également été progressivement augmentée avec un rapport plus élevé près de l'extrémité distale, là où des charges osseuses élevées ont été observées. Les géométries intermédiaires ont été réévaluées pour vérifier tous les niveaux de risque ;

- Le processus s'est achevé après deux étapes de révision lorsque tous les risques étudiés étaient inférieurs au seuil d'acceptation.
- La largeur de la tige D # 2 était 40% plus petite que celle du D # 1 ; l'épaisseur de ciment était augmentée à 2 mm dans le manteau proximal et à 5 mm à l'extrémité distale (figure 1.4).

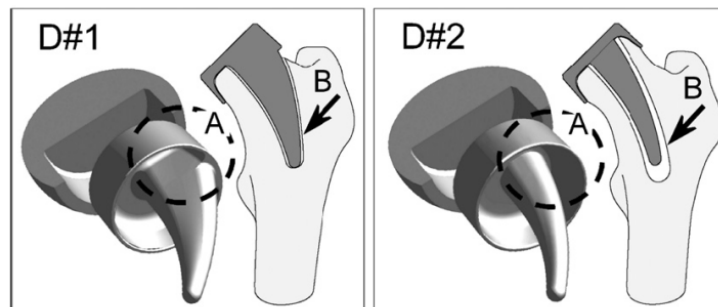


Figure 1.4A gauche l'implant avant révision (D # 1) et à droite l'implant révisé (D # 2, les deux régions modifiées sont marquées par les étiquettes A et B. La modification A montre la révision de la jonction de la tige avec la tête de la prothèse, la modification B montre la géométrie révisée du ciment, qui est plus épaisse que dans D # 1 et augmente progressivement en épaisseur de la proximale à la tige distale [3].

Les résultats révèlent que les contraintes exercées sur la tige étaient bien inférieures au seuil d'endurance à la fatigue du plus faible alliage de cobalt utilisé dans la fabrication de prothèses. La fracture de la prothèse ne semble donc pas être un problème [3].

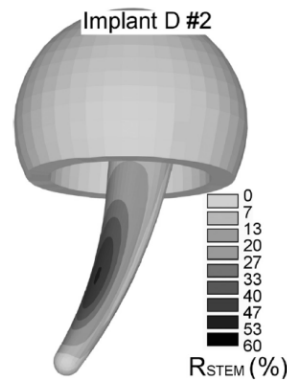


Figure 1.5 Le risque de fracture du composant prothétique (Design # 2). Les contraintes de Von Mises prévues sont présentées sous forme de pourcentage de la limite d'endurance de contrainte minimale pour les alliages CrCo les plus faibles utilisés pour la fabrication de prothèses orthopédiques [3].

Le pic de stress de Von Mises dans la prothèse était de 121 MPa au milieu de la tige. Cette valeur est bien inférieure à la limite d'endurance (200 MPa) des alliages cobalt-chrome, ce qui conduit à un pic R_{STEM} de 60,4% (figure 1.5).

Les résultats révèlent que les contraintes de la tige étaient bien inférieures au seuil d'endurance à la fatigue du plus petit alliage de cobalt-cobalt utilisé dans la fabrication de prothèses, de sorte que la rupture des prothèses ne devait pas être une préoccupation.

1.2.4. M. Alvarez-Vera et al. (2014) [6] leur étude en éléments finis en trois dimensions a mis en évidence l'influence d'une nouvelle conception appelée Marmel sur le comportement mécanique d'une prothèse de resurfaçage de la hanche au chrome-cobalt. Le principal changement dans cet implant est une coupe de matériau de 45° et un rayon de 1 mm sur la partie interne du bord acétabulaire (figure 1.6). Cette modification de géométrie principale a été conçue de manière à améliorer l'amplitude des mouvements avant l'impact et la répartition des contraintes de contact.

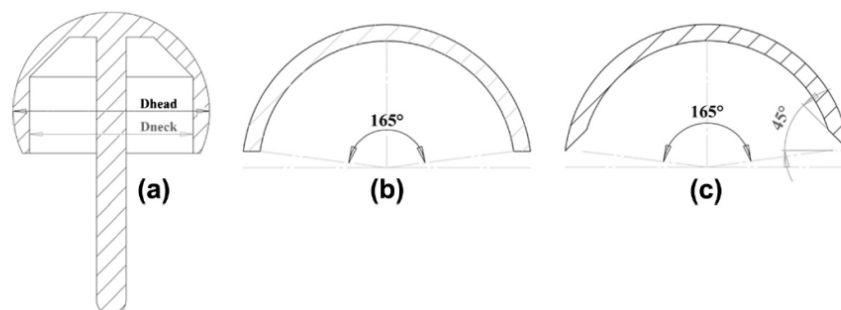


Figure 1.6 Caractéristiques de conception des implants de resurfaçage de la hanche analysée. (a) composant fémoral de la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnelle, (b) acétabulum de la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnelle et (c) acétabulum de conception MARMEL [6].

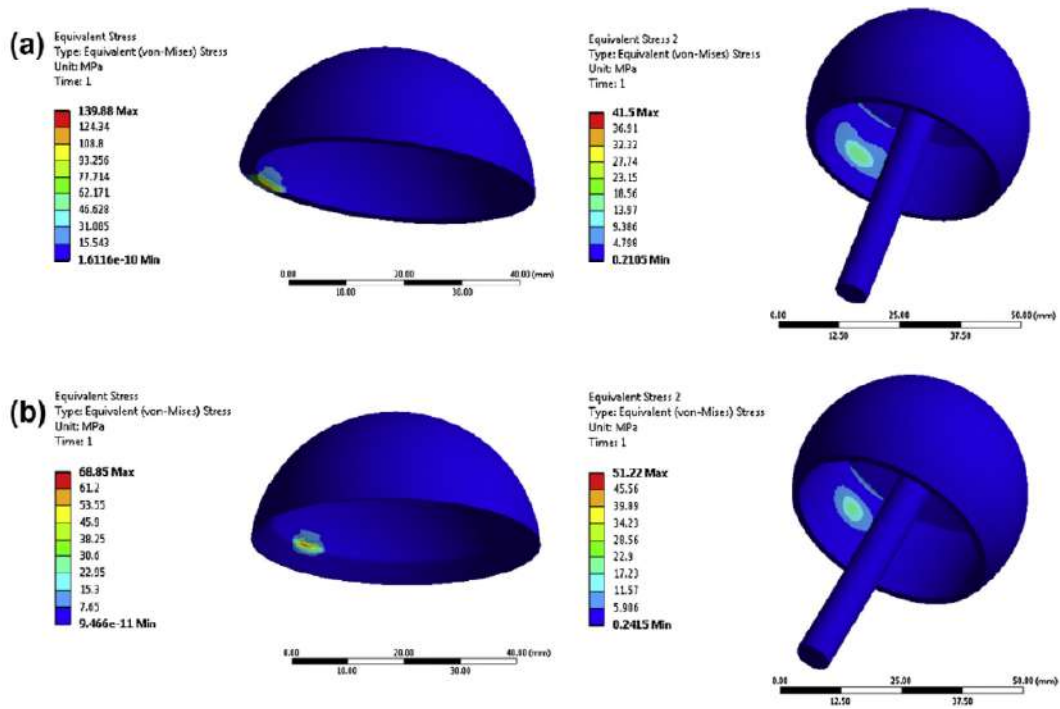


Figure 1.7 Vue isométrique de la distribution des contraintes équivalentes de von Mises pour la cupule et la tête en : (a) la prothèse de resurfaçage de la hanche conventionnelle, (b) la prothèse de resurfaçage de la hanche MARMEL [6].

La contrainte maximale dans la tête fémorale pour la prothèse conventionnel et MARMEL étaient de 41,5 et 51,22 MPa, respectivement. Les contraintes de contact étaient similaires dans les deux composants fémoraux par rapport aux composants acétabulaires où les contraintes maximales étaient de 139,88 et 68,85 MPa pour la prothèse conventionnel et MARMEL, respectivement. En observant les figures 1.7 a et b, les auteurs ont confirmé une meilleure répartition des contraintes dans cette nouvelle conception par rapport à une arthroplastie conventionnelle du resurfaçage de la hanche.

Les prothèses de resurfaçage des hanches en chrome cobalt ont été commercialisées à ce jour et de nombreuses améliorations ont été apportées telles que les revêtements, la diversité des alliages et la conception, mais le problème potentiel des ions métalliques dangereux pour la santé humaine reste toujours un inconvénient à ne pas négliger. D'autres auteurs se sont intéressés aux nouveaux matériaux pour le couple de prothèse à friction, qui éviteraient le problème potentiel causé par les *ions métalliques* générés par la prothèse actuelle au cobalt-chrome.

1.3. Comportement mécanique et en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche des couples de frottement céramiques/ céramiques.

13.1. Ahmet C. Cilingir(2010) [7] a proposé une prothèse de resurfaçage de la hanche céramique-céramique, considérant que la céramique est une bonne alternative au métal en tant que matériau à couple de frottement pour sa bonne résistance à l'usure. Il effectue une étude par éléments finis pour déterminer le contact mécanique et la distribution des contraintes d'une prothèse de resurfaçage de la hanche céramique /céramique.

L'effet de la variation du jeu radial entre la tête fémorale et la cupule acétabulaire (sous une charge nominale de 3200 N avec des forces musculaires et sous-trochantériennes) sur la distribution de pression de contact prédite est illustré à la figure 1.8. Le jeu radial a été varié de 0,05 mm à 0,15 mm et a entraîné une augmentation significative de la distribution de la pression de contact prévue avec une diminution correspondante du demi-angle de contact prévu de 10° à 6° (une diminution de la surface de contact de 61,25 mm² à 24,92 mm²), comme indiqué dans la figure 1.8.

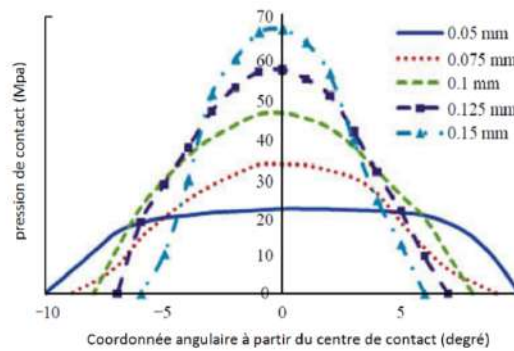


Figure 1.8 Effet de la modification du jeu radial sur le contact distribution de pression ($w = 3200 N$ avec les forces du muscle et sous-trochantérien) [7].

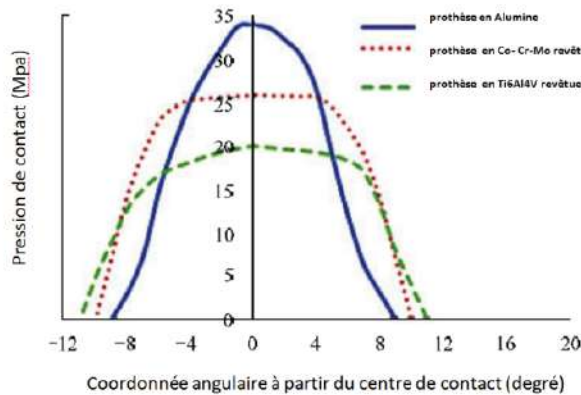


Figure 1.9 Comparaison de la distribution de pression de contact prédite entre la prothèse en alumine et la prothèse en métal avec modèles de revêtement d'alumine ($c = 0,075 mm$ et $w = 3200 N$ avec forces musculaires et sous-trochantériennes) [7].

Au lieu d'utiliser des composants de resurfaçage totalement conçus en alumine, les prothèses fémorales et acétabulaires CoCrMo et Ti6Al4V avec des revêtements d'alumine de 2 mm d'épaisseur sur leurs surfaces articulaires ont également été étudiées dans cette étude. Un effet significatif sur la distribution de pression de contact sur les surfaces en contact a été observé en utilisant un revêtement d'alumine à la place de composants totalement en alumine, comme indiqué à la figure 1.9.

L'auteur a pu conclure de cette étude que la réduction du jeu radial influe sur la distribution de la pression de contact, et que les prothèses acétabulaires recouvertes d'alumine réduisent également la distribution de la pression de contact prévue.

1.3.2. Bidyut.Pal et al.(2010) [8] Dans cette étude, il est supposé que les contraintes et les déformations générées dans la tête en céramique, la couche de ciment et dans l'os sous-jacent joue un rôle important dans la détermination de la performance de la procédure de resurfaçage fémoral. Des analyses par éléments finis (FE) du fémur naturel et resurfacé ont été utilisées. En utilisant des modèles tridimensionnels du fémur naturel et resurfacé, avec des conditions d'interface variables à l'interface tige-os, les objectifs de cette étude étaient d'examiner : (1) le mécanisme de transfert de charge au sein de la tête fémorale recouverte de céramique et (2) les écarts dans la distribution de la contrainte, par rapport au fémur naturel. Une comparaison avec les composants de resurfaçage des métaux a également été entreprise. Les conditions de charge pour le modèle FE incluaient les charges maximales pendant la phase de la marche normale et de la montée d'escaliers, qui ont été appliquées comme deux cas de charge statique.

Bien que des contraintes de traction et de compression aient été générées dans l'implant, la répartition des contraintes de traction est pertinente pour évaluer la défaillance au sein du composant céramique. La figure 1.10 montre la répartition des contraintes de traction dans la tête en céramique pour différentes conditions d'interface tige-os.

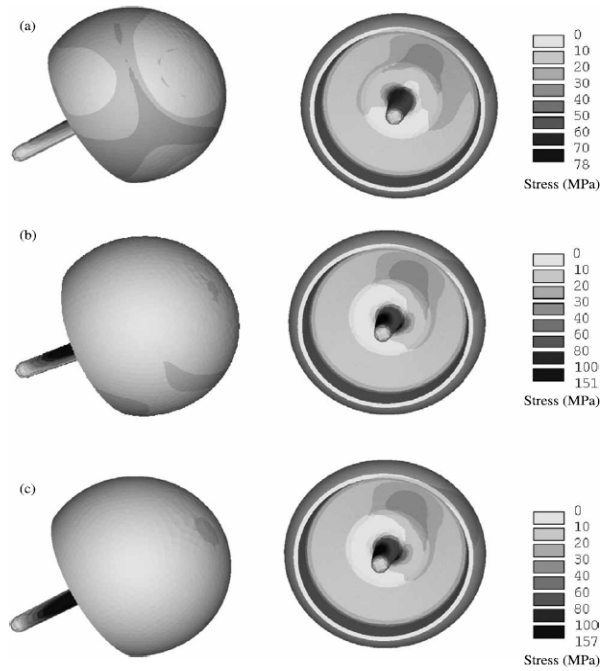


Figure 1.10 Répartition de la contrainte de traction en (MPa) dans la tête en céramique lors de la montée d'escaliers dans différentes conditions de contact tige-os - les vues sont à partir des extrémités proximale et distale : (a) pour un contact sans frottement ($\mu=0$) avec un jeu de 100 μm , (b) pour un contact sans frottement ($\mu=0$) et sans jeu et (c) pour un frottement normal ($\mu= 0,25$) [8].

L'emplacement des pics de contrainte dans l'implant varie en fonction des caractéristiques de l'interface tige-os. Pour un contact tige-os sans décalage ($\mu= 0,25$), la surface postérieure de la tige et la jonction antérieure de la tige-cupule ont été soumises à une contrainte de traction maximale (Figure 1.10 b et c).

Tableau 1.1 Comparaisons des contraintes générées dans la tête de resurfaçage de la hanche en céramique et en métal dans de différentes conditions de contact tige-os dans le cas de chargement d'une marche normale et de la montée d'escaliers [8].

cas de chargement		contrainte (Mpa)		Coefficient de frottement (μ) à l'interface tige-os							
				Avec écart 100 μm				sans jeu			
				$\mu = 0.00$		$\mu = 0.00$		$\mu = 0.25$		$\mu = 0.40$	
		Métal	céramique	Métal	céramique	Métal	céramique	Métal	céramique		
marche normale	Von Mises	68	74	104	161	110	169	110	173		
	traction	28	78	100	147	101	152	101	153		
	compression	70	109	106	163	108	17	112	175		
montée d'escaliers	Von Mises	76	75	114	165	119	172	121	176		
	traction	29	79	110	151	112	156	113	158		
	compression	79	112	118	168	121	175	123	179		

Le tableau 1.1 présente une comparaison des contraintes maximales générées dans les têtes en céramique et en métal pour différentes conditions de contact tige-os. La variation de l'état d'interface tige-os a eu un effet majeur sur les contraintes générées dans les implants.

Les contraintes élevées au sein du composant céramique sont considérablement réduites, s'il existe un écart physique entre la tige et l'os, ce qui serait difficile à préserver en réalité.

Les auteurs ont déduit que, malgré l'amélioration des propriétés d'usure et le succès de la tête fémorale en céramique dans les arthroplasties totales de la hanche, la survenue de contraintes et de contraintes élevées dans le fémur resurfacé, semble être une préoccupation majeure pour l'utilisation de la céramique comme alternative au composant de resurfaçage métallique.

1.3.3. Wen Zhang et al.(2010) [9], selon nos connaissances, ce sont les premiers qui ont étudié le comportement en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche. Ils ont montré que les prédictions de la durée de vie trouvées conduisent à comparer et à évaluer la fiabilité mécanique de l'alumine et du nitrure de silicium en tant que matériaux céramiques pour la prothèse de resurfaçage de la hanche dans les mêmes conditions aux limites au cours de la marche normale.

Une analyse en éléments finis a été effectuée, les fonctions de distribution cumulative à deux paramètres de Weibull ont été utilisées dans le logiciel pour caractériser la variation de la résistance des composants. Les probabilités théoriques d'endommagement à long terme ont été prédites sous des charges physiologiques statiques continues pendant 10, 10³ et 10⁵ h, respectivement.

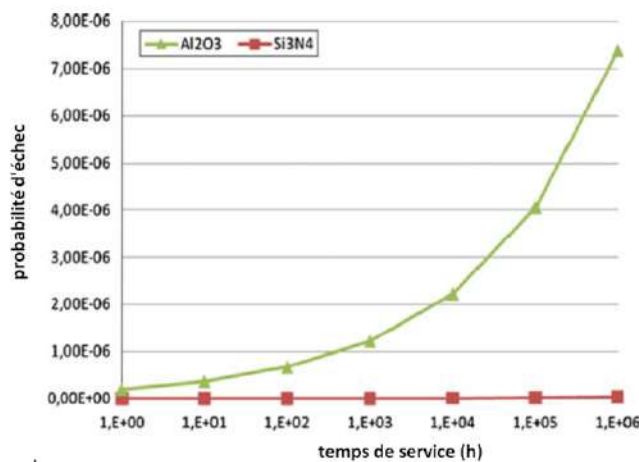


Figure 1.11 Comparaison des probabilités d'endommagement à long terme entre l'alumine et le nitrure de silicium [9].

Néanmoins, les prévisions de durée de vie (figure 1.11) permettent à comparer et à évaluer la fiabilité mécanique de l'alumine et du nitrure de silicium en tant que matériaux céramiques pour la prothèse de resurfaçage de la hanche dans les mêmes conditions aux limites. Ce nitrure de silicium est en effet mécaniquement fiable et idéal pour les prothèses de resurfaçage de la hanche.

1.3.4. Gulraj S et al. (2015) [10], entre 2008 et 2009, des prothèses de resurfaçages de la hanche (ESKA, Lübeck, Allemagne) ont été implantées chez cinq patients (cinq hanches) pour arthrose primaire. La prothèse utilisée se composait d'une tête fémorale cimentée avec une base métallique en alliage de cobalt-chrome et un revêtement en céramique solide. Celle-ci était articulée avec une doublure acétabulaire (Acetabular liner) de type ESKA-Ceram (un composite céramique comprenant deux tiers de polyuréthane et un tiers d'alumine) (figure 1.12) insérée dans une coque acétabulaire en titane et niobium par un mécanisme de verrouillage conique sécurisé.



Figure 1.12 Composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche ESKA Ceram [10].

Après un suivi clinique de 3 ans, tous les cas ont été révisés en raison d'une rupture de la doublure acétabulaire en céramique et / ou de l'usure accélérée du revêtement en céramique de la tête fémorale (figure 1.13).



Figure 1.13 Les composants récupérés lors de l'opération (doublure acétabulaire en céramique fracturée et composant fémoral avec revêtement de la tête fémorale en céramique usée) [10].

Les auteurs ont observé des taux d'échec précoce élevés lors de l'utilisation de la prothèse de resurfaçage de la hanche céramique/ céramique. Ils recommandent donc que ce type de prothèse de resurfaçage céramique sur céramique ne soit pas utilisé pour le resurfaçage de la hanche.

- En se basant sur ces recherches sur les matériaux céramiques, nous remarquons que la majorité des auteurs ont confirmé que *la fragilité* de la céramique ne convient pas à la conception de ce type de prothèse. Le matériel d'implant doit avoir une longue durée de vie. Afin d'éviter les problèmes liés aux ions métalliques, aux problèmes d'usure et à la fragilité des prothèses de resurfaçage de la hanche, il est essentiel de proposer un autre matériau. De nombreux auteurs proposent l'utilisation d'un matériau composite dont les propriétés mécaniques sont proches de celles de l'os cortical diaphysaire.

1.4. Performances de la prothèse de la hanche en composite CF / PA12.

1.4.1. H. Bougherara, L'H. Yahia et al. (2007) [11] ont utilisé une méthode d'analyse par éléments finis, tout d'abord pour comparer les performances biomécaniques de tiges des prothèses totales de la hanche en alliage de titane ou composite CF / PA12 revêtu d'hydroxyapatite, à l'aide d'un modèle développé de la section proximale du fémur. Deuxièmement, les auteurs ont étudié l'influence des caractéristiques architecturales de la tige composite sur diverses propriétés biomécaniques d'un modèle contenant cette tige. Le concept et la géométrie de la prothèse de la hanche à tige en composite sont illustrés à la figure 1.14. La prothèse est typique des conceptions modulaires implantées par ajustement serré dans l'os sans utiliser le ciment acrylique.

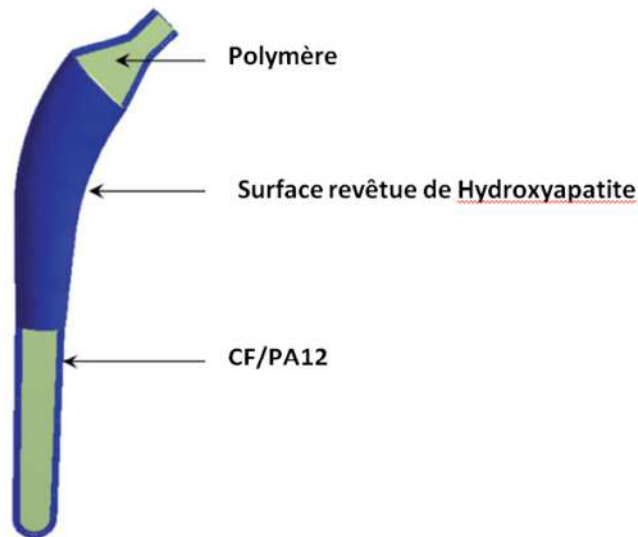


Figure 1.14 Concept du design de la tige de la prothèse totale de la hanche biomimétique [11].

Deux architectures de fibres ont été utilisées dans la présente étude. La Configuration I avait deux couches orientées en $(\pm 45^\circ)$, une en $(0^\circ/90^\circ)$ et trois autres en $(\pm 45^\circ)$ $[(\pm 45^\circ)]_2 [(0^\circ/90^\circ)]_1 [(\pm 45^\circ)]_3$. La configuration II avait les six plis orientés à $(\pm 45^\circ)$ $[(\pm 45^\circ)]_6$. Un schéma de ces deux configurations est présenté à la figure 1.15.

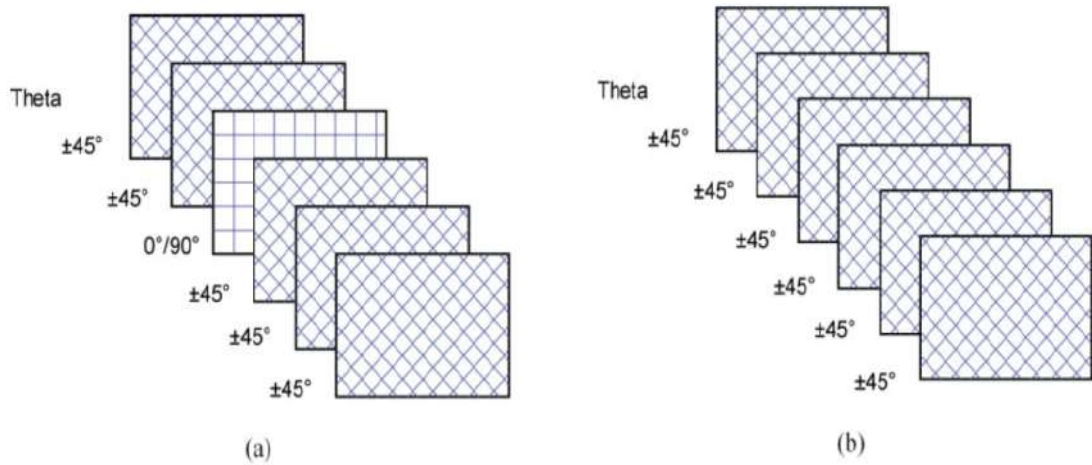


Figure 1.15 Configurations en couches pour le matériau composite utilisé : (a) configuration I $[(\pm 45^\circ)]_2 [(0^\circ/90^\circ)]_1 [(\pm 45^\circ)]_3$ et (b) configuration II $[(\pm 45^\circ)]_6$ [11].

Tableau 1.2 Influence de la configuration des couches du matériau composite sur diverses contraintes dans le modèle d'éléments finis [11].

Configuration des plis		
	Configuration I	Configuration II
Pression maximale de contact (MPa)	24	33
Pression totale de contact maximale (MPa)	34	46
Pic maximum de contrainte dans la prothèse (MPa)	72	76
Pic minimal de contrainte dans la prothèse (MPa)	-96	-102
Pic de contrainte maximale dans l'os fémoral (MPa)	55	55
Pic de contrainte minimale dans l'os fémoral (MPa)	-94	-94

Les résultats du tableau 1.2 montrent qu'il n'y a pas une différence importante dans les valeurs obtenues de la contrainte maximales dans la prothèse entre les deux configurations. Les contraintes principales dans la tige composite étaient plus basses et plus uniformément réparties par rapport au cas où la tige était en alliage Ti (figure 1.16).

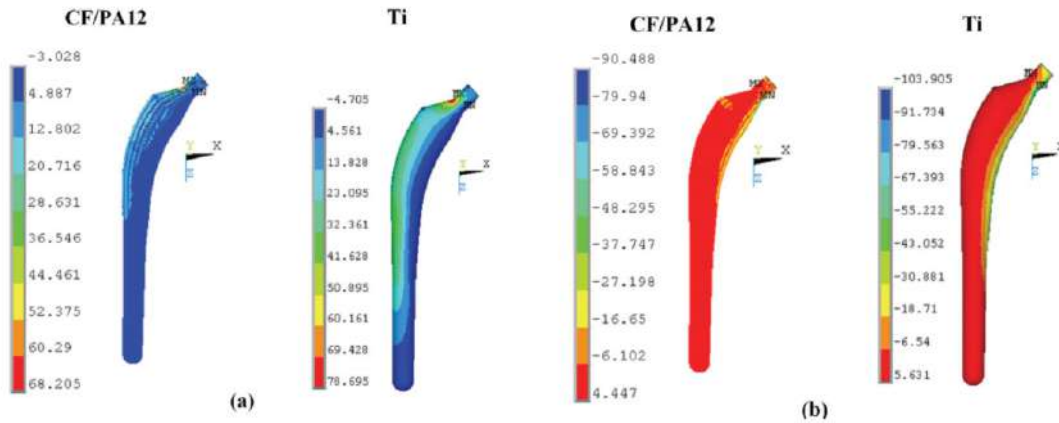


Figure 1.16 Contraintes principales (MPa) dans les prothèses à tige en Ti et en CF/PA12 : (a) contrainte maximale et (b) contrainte minimale [11].

Les résultats ont montré dans cette étude que les contraintes dans la tige composite sont plus faibles que celles dans la tige Titane et que l'os fémoral implanté avec une structure composite supporte plus de charge que celui implanté avec une tige Titane.

1.4.2. H.Bougherara et N.Bureau (2008) [12] ont présenté avec une méthode des éléments finis le concept du composant fémorale de resurfaçage de la hanche hybride (2mm de composite CF / PA12 recouvert d'une couche d' 1mm de chrome cobalt) et ils ont comparé ses performances avec le resurfaçage classique de la hanche de Birmingham. Le concept et la géométrie du resurfaçage hybride sont illustrés à la figure 1.17. L'implant fémoral composé d'une structure en coquille épaisse de 2 mm constituée de plusieurs couches en fibres de carbone/ polyamide 12 (CF / PA12) (voir figure 1.18), sur laquelle une couche de 1 mm de Co-Cr est superposée. La tige est composée du même matériau que la coquille. L'implant est fixé à la tête fémorale avec un ciment de 1,5 mm en PMMA.

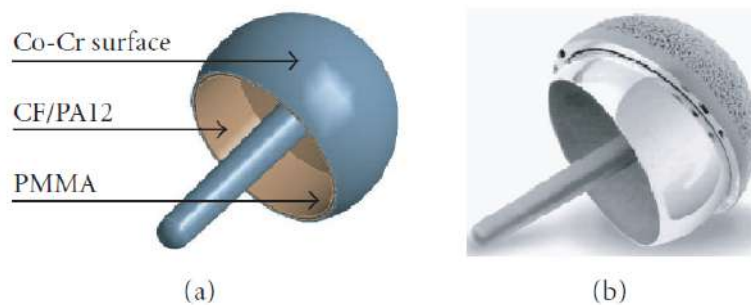


Figure 1.17 Resurfaçage de la hanche. (a) implant fémoral de resurfaçage hybride et (b) Birmingham [12].

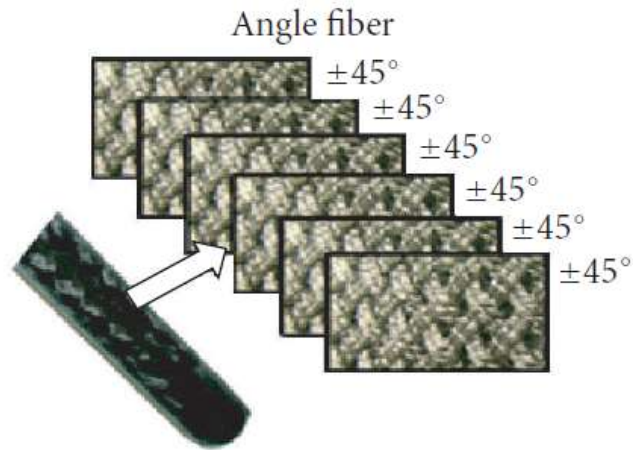


Figure 1.18 Tige en composite (CF / PA12) tressée (+ 45 / -45) [12].

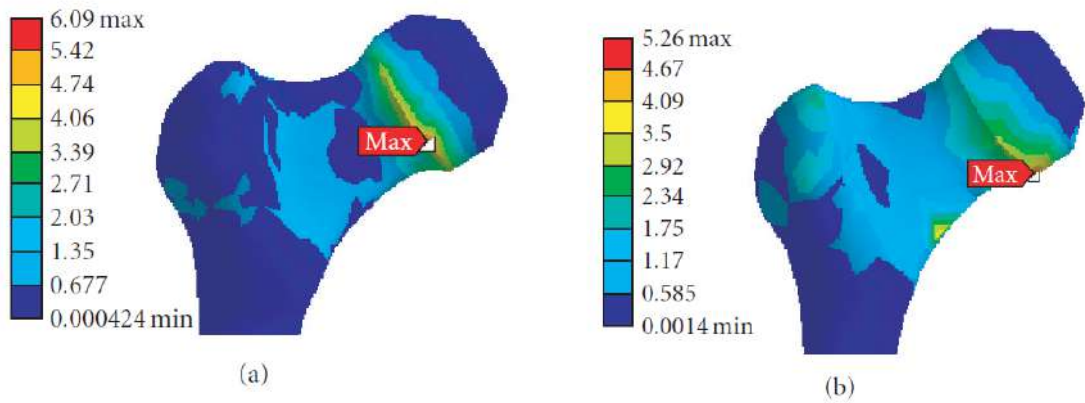


Figure 1.19 Contraintes de Von Mises dans l'os spongieux en utilisant (a) implant fémoral de resurfaçage Birmingham et (b) implant fémoral de resurfaçage hybride [12].

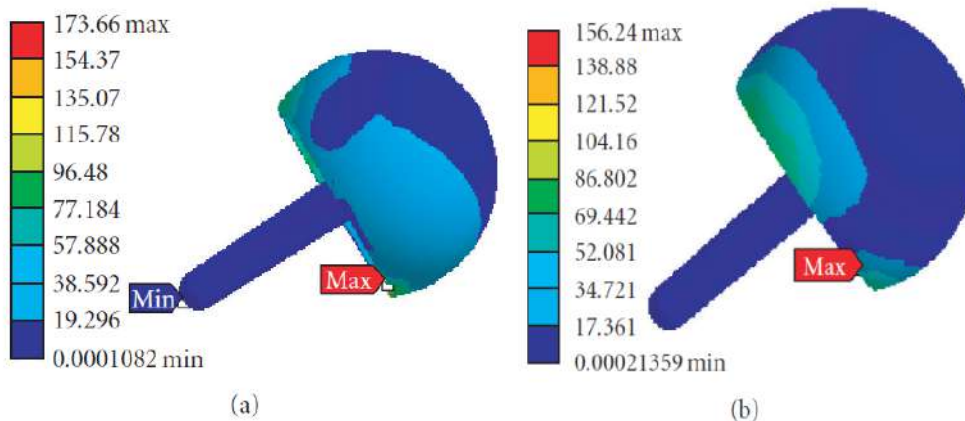


Figure 1.20 Contraintes de Von Mises dans l'implant en utilisant (a) la prothèse de resurfaçage de la hanche Birmingham et (b) la prothèse de resurfaçage de la hanche hybride [12].

Les contraintes de von Mises dans l'os trabéculaire des implants de resurfaçage conventionnels et hybride sont illustrés dans la figure 1.19. La contrainte à l'intérieur de l'os trabéculaire était plus élevée pour l'implant de resurfaçage au Co-Cr conventionnel que celle utilisant l'hybride CF / PA12-Co-Cr. Les profils de contrainte les plus élevés ont été observés

dans la région postéro-inférieure près du bord de l'implant. Les contraintes maximales étaient de 6,09 MPa pour la prothèse en Co-Cr et de 5,26 MPa pour la prothèse hybride.

Les valeurs des contraintes maximales dans l'implant conventionnel étaient plus élevées (173,6 MPa) que celle trouvée dans l'implant hybride (156,2 MPa) (voir figure 1.20).

Les résultats de cette étude ont montré que la prothèse de resurfaçage de la hanche hybride pouvait potentiellement réduire la concentration de contrainte, préserver le stock osseux et éviter les fractures de l'os, par rapport aux implants de resurfaçage métalliques classiques de la hanche.

1.4.3. Melissa Campbell et al. (2008)[13] ont montré à travers leur étude, le Procédé de fabrication d'une nouvelle tige fémorale composite en polymère renforcé de fibres de carbone (polyamide 12) utilisant le moulage avec vessie gonflable, et aussi l'effet de la température de traitement, du temps de maintien et de la pression interne appliquée sur la qualité de consolidation du composite.

Les matériaux utilisés dans cette étude étaient des tresses composées de fibres de carbone et de polyamide 12 (PA12) mélangées obtenues de Schappe Techniques (Charnoz, France).

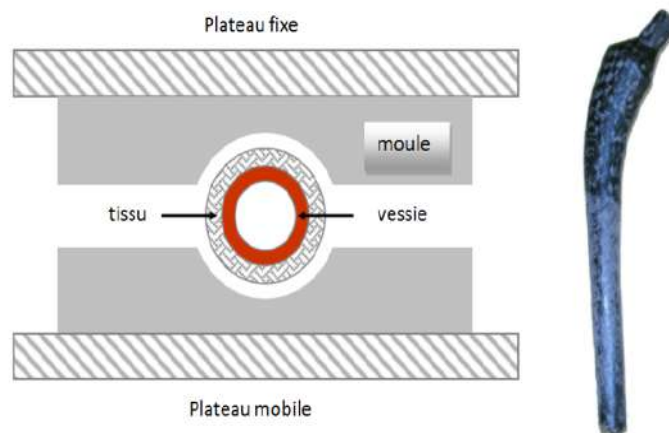


Figure 1.21 Moule utilisé dans le moulage avec vessie gonflable et la tige fémorale en composite fabriquée [13].

Un moulage avec vessie gonflable a été utilisé pour fabriquer les tiges. Six manchons tressés superposés de fils CF / PA12 ont été placés autour d'un mandrin de vessie en silicone. L'ensemble a ensuite été placé dans un moule en acier et inséré dans une presse équipée de plateaux chauffés / refroidis, comme illustré à la figure 1.21. Une fois la température de moulage désirée (supérieure au point de fusion de la matrice thermoplastique du composite) atteinte lors du chauffage, la vessie a été gonflée à une pression donnée à l'aide d'azote et la pression a été maintenue pendant une période donnée, forcer le tissu contre la cavité du moule en acier, ce qui, en fonction des conditions de moulage, chassait l'excès de résine entre les

deux parties du moule à travers la ligne de séparation. Le moule a ensuite été refroidi à la température ambiante. La vitesse de refroidissement approximative était de $17\text{ C}^\circ / \text{min}$, mesurée à l'aide d'un thermocouple inséré dans les éprouvettes composites. La pression interne de la vessie n'est relâchée qu'après la cristallisation ($<110\text{ }^\circ\text{C}$). L'épaisseur nominale de la paroi de la structure composite était de 3 mm. Une image de la tige fémorale composite est montrée à la figure 1.21.

Pour évaluer les propriétés mécaniques des composites moulés, des essais de compression uniaxiale ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essais électromécanique Instron avec acquisition de données informatiques à l'aide d'un capteur de force 100 kN à plaques parallèles.

D'après les résultats de la figure 1.22, il apparaît que l'effet de la température sur les propriétés mécaniques est très important, les valeurs du module et de la résistance diminuant de plus de 50% à des températures plus basses. À la température de moulage optimale, l'effet du temps de maintien et de la pression sur le module et la résistance est moins marqué, avec une réduction de 30 à 40% pour un temps de maintien ou une pression plus faible. Cependant, la variation non négligeable de la section transversale initiale des éprouvettes moulées ainsi que le fait que la section efficace augmente lorsque la déformation en compression entraîne des déviations non négligeables dans les propriétés mécaniques illustrées à la figure 1.22.

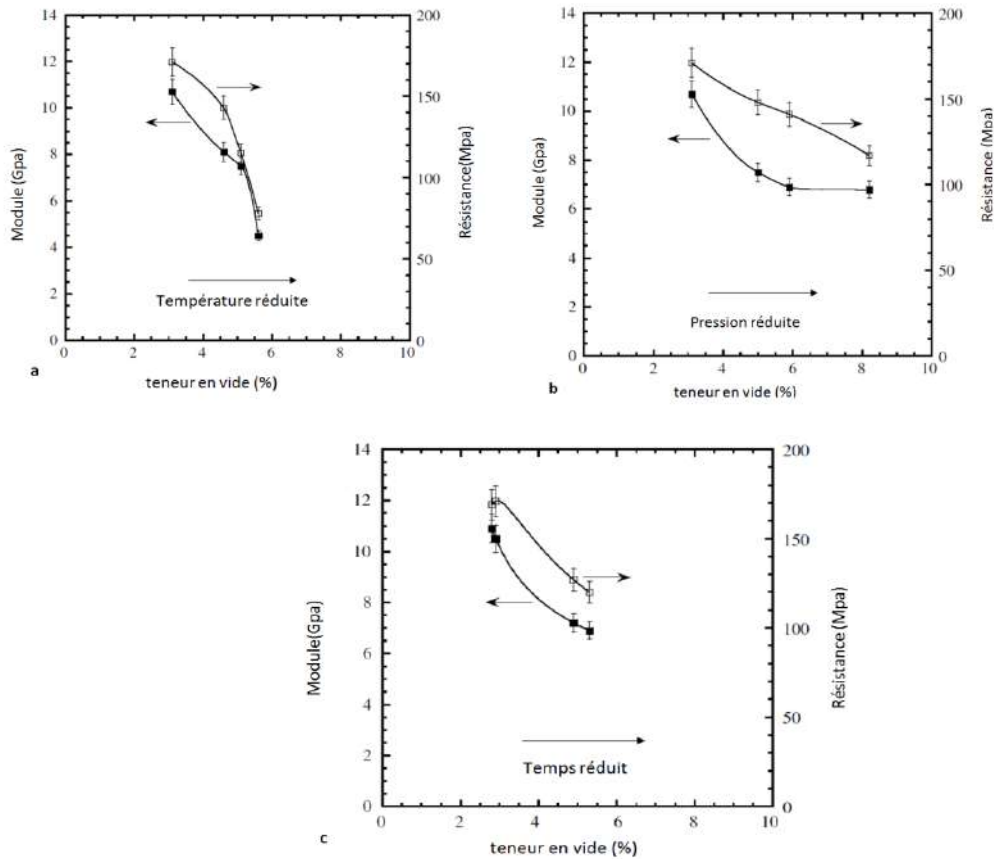


Figure 1.22 Le module de compression (■) et la résistance maximale à la compression (□) des échantillons composites CF / PA12 pour des variables : (a) de températures de moulage, (b) de pressions effectives, et (c) de temps de maintien, en fonction de la teneur en vide [13].

Dans des conditions de moulage optimales (250°C, 5 min et 480 kPa, les éprouvettes cylindriques ont une épaisseur de paroi nominale de 3 mm et un diamètre extérieur de 22 mm (recommandé pour les tiges composites CF / PA12 dans la région proximale chargée) module actuel de 10 à 11 GPa et une résistance à la compression de 155 MPa, ce qui correspond à des charges de 28 à 32 kN pour la géométrie actuelle. Le module obtenu est donc du même ordre de grandeur et légèrement inférieur au module d'os cortical (15 GPa). La charge maximale obtenue est environ 10 fois supérieure aux charges physiologiques normales ressenties lors de l'ouverture (3 kN) ou trois fois supérieure aux charges maximales subies lors du saut sur une jambe (10 kN).

Ces résultats indiquent que les structures composites fabriquées ont le potentiel d'être utilisées pour remplacer les os. Spécifiquement dans le cas de cette application, où un contrôle élevé de la rigidité et une grande fiabilité mécanique sont requis pour imiter les propriétés de l'os cortical.

Les auteurs ont conclu que leur étude a démontré la faisabilité de la fabrication de structures tubulaires à partir de tresses composites CF / PA12 en utilisant un moulage avec

vessie gonflable, une méthode peu coûteuse qui permet d'obtenir des performances de tige reproductibles basées sur les propriétés mécaniques et le vide.

1.4.4. Melissa Campbell et al. (2008) [14] ont effectué une étude expérimentale à travers laquelle ils présentent une analyse approfondie des propriétés mécaniques et une évaluation des performances de cette conception composite innovante pour les tiges fémorales fabriquées à partir d'un composite polymère renforcé de fibres de carbone.

Des essais de fatigue cyclique ont été réalisés sur des éprouvettes cylindriques composites CF / PA12. Les essais de fatigue ont été effectués à température ambiante, sous chargement cyclique répété (compression – compression) à une fréquence de 6 Hz. Afin d'évaluer la durabilité mécanique du composite, les éprouvettes ont été soumises à quatre niveaux différents de contrainte maximale de 95, 101, 112 et 123 MPa (17, 18, 20 et 22 kN), soit 50, 55, 60 et 70% de la résistance à la compression ultime prédéterminée. Les essais de fatigue cyclique ont pris fin lorsque les échantillons ont présenté une fissure ou un signe de rupture. Aucun dispositif de grossissement n'a été utilisé pour observer les premiers signes d'échec. Lorsqu'une défaillance par fatigue ne pouvait pas être obtenue après 10×10^6 cycles ou plus pour un ensemble spécifique de conditions, une durée de vie indéfinie en fatigue était rapportée.

Les courbes S–N obtenues sont illustrées à la figure 1.23, à la fois en termes de contrainte de fatigue maximale et de charge de fatigue maximale. Comme le montre la figure 1.23, des ruptures en fatigue sont survenues après environ 10^4 cycles pour une charge de fatigue maximale de 22 kN (soit 123 MPa), 10^5 cycles pour une charge de fatigue maximale de 20 kN (soit 112 MPa), 10^6 cycles pour une charge de fatigue maximale de 18 kN (101 MPa) et près de 10^7 cycles et plus pour une charge de fatigue maximale de 17 kN (95 MPa). Ces résultats montrent une résistance à la fatigue de 10^6 et plus à des niveaux de charge de au moins six fois plus que les niveaux de charge de 3 000 N recommandés dans la littérature, en accord avec le niveau de performance élevé attendu de la charge de compression en cas d'endommagement.

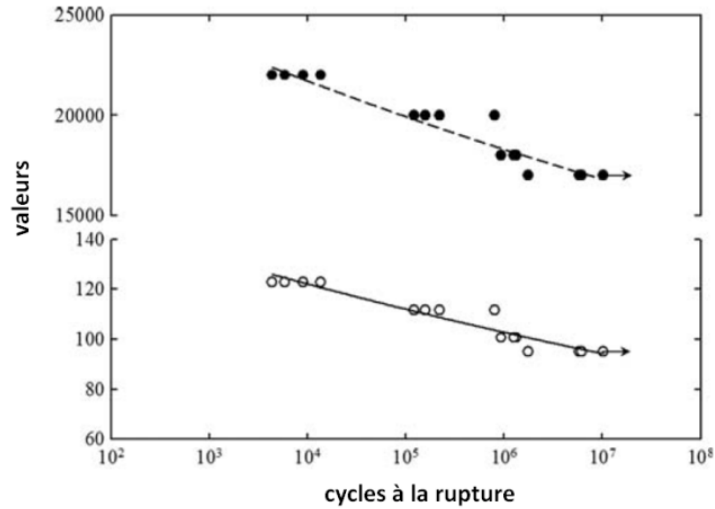


Figure 1.23 Contrainte cyclique maximale en MPa (○) et charge maximale en N (●) en fonction des cycles à la rupture. Les flèches indiquent la durée de vie indéfinie en fatigue [14].

Et comme conclusion de ce travail, les excellentes performances en fatigue, surpassant de loin la résistance à la fatigue requise, font du matériau CF / PA12 un matériau idéal pour les implants orthopédiques.

1.4.5. C. Caouette et al. (2011) [15] ont étudié numériquement la performance de la tige en composite CF / PA12 de la prothèse totale de la hanche en utilisant un modèle d'éléments finis et évalué sa performance par rapport à une tige métallique conventionnelle de même géométrie externe.

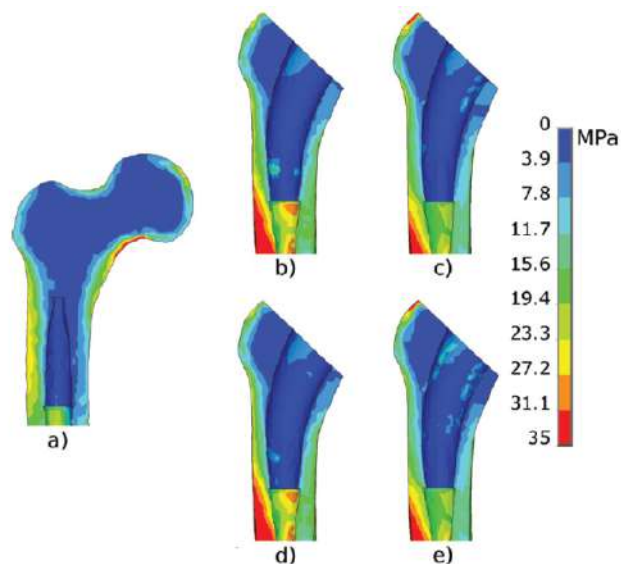


Figure 1.24 Contraintes de Von Mises dans le fémur proximal pour un chargement de montée d'escaliers, non ostéointégré et ostéointégré a) fémur sain ; (b) tige CF / PA12 détachée ; (c) tige en Titane détachée ; (d) tige en CF / PA12 ostéointégrée ; (e) tige en Titane ostéointégrée [15].

La figure 1.24 représente une comparaison entre l'implant totalement détachée et l'implant ostéointégré pour le cas de charge en montée d'escalier. Le fémur implanté en CF / PA12 est soumis à des contraintes élevées (27 et 19 MPa respectivement dans les cas non ostéointégrés et ostéointégrés) que ses contreparties en Ti – 6Al – 4V (20 et 16 MPa respectivement) implantées dans le fémur latéral proximal. Quel que soit le cas de charge ou le matériau de tige utilisé. La réduction de contraintes maximale se situe dans la région de calcar. Le côté latéral du fémur est également moins sollicité pour tous les types d'implant et de charge.

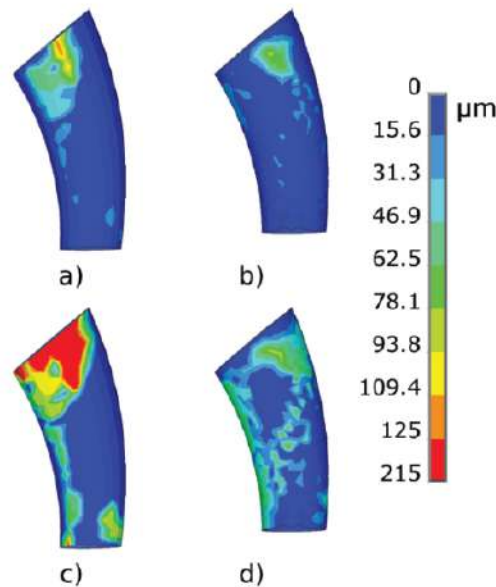


Figure 1.25 *Vue antérieure des micromouvements à l'interface os-implant pour la montée d'escaliers et la mise en charge d'une jambe des implants non ostéointégrés a) CF / PA12 en montée d'escalier; (b) Titane dans une montée d'escalier; (c) CF / PA12 en position d'une jambe; (d) Titane en position d'une jambe [15].*

La figure 1.25 montre des micromouvements dans la partie proximale de la tige pour les cas de charge en montée d'escalier et de charge d'appui sur une jambe (cas non ostéointégré). Les micromouvements atteignent un maximum de 124 μm pour la tige composite et de 85 μm pour la Tige Ti – 6Al – 4V; dans le cas d'une charge d'appui sur une jambe, les valeurs maximales sont de 211 μm pour la tige en composite et 92 μm pour la tige Ti – 6Al – 4V. Pour les deux types d'implant, ces valeurs maximales sont contenues dans une zone similaire relativement petite de la surface de la tige et la majeure partie de la surface de la tige proximale montre les micromouvements sous la valeur de seuil requise pour l'ostéointégration de 40 μm . Les valeurs les plus élevées sont contenues dans une petite zone pour la tige CF / PA12, mais réparties sur une surface plus large pour la tige Ti – 6Al – 4V.

Alors comme conclusion, Les résultats ont montré que les contraintes dans la tige composite sont plus faibles que celles dans la tige Titane et que l'os fémoral implanté avec une structure composite supporte plus de charge que celui implanté avec une tige en Titane. Les micromouvements dans la tige en composite sont nettement plus petites que celles de la tige en Titane sur toute la surface de l'implant osseux en raison de la répartition favorable des contraintes interfaciales. L'ostéointégration semblerait donc possible sur la plus grande partie de la surface de la tige, conduisant à un implant cliniquement stable.

1.4.6. Christiane Caouette (2012) [16] Un nouvel implant de resurfaçage de hanche dont la tige est faite d'un matériau composite biomimétique (CF/PA12) aux propriétés mécaniques semblables à celles de l'os cortical a été imaginé. Plus spécifiquement, la tige d'alignement d'un implant de resurfaçage disponible commercialement (Durom™, Zimmer Corp) a été remplacée par une tige faite de ce matériau composite afin d'obtenir un implant entraînant moins de décharge mécanique dans l'os fémoral que sa version commerciale entièrement métallique. L'évaluation préclinique numérique du design du nouvel implant nécessitait la mise au point d'outils d'évaluation du comportement biomécanique de l'implant biomimétique.

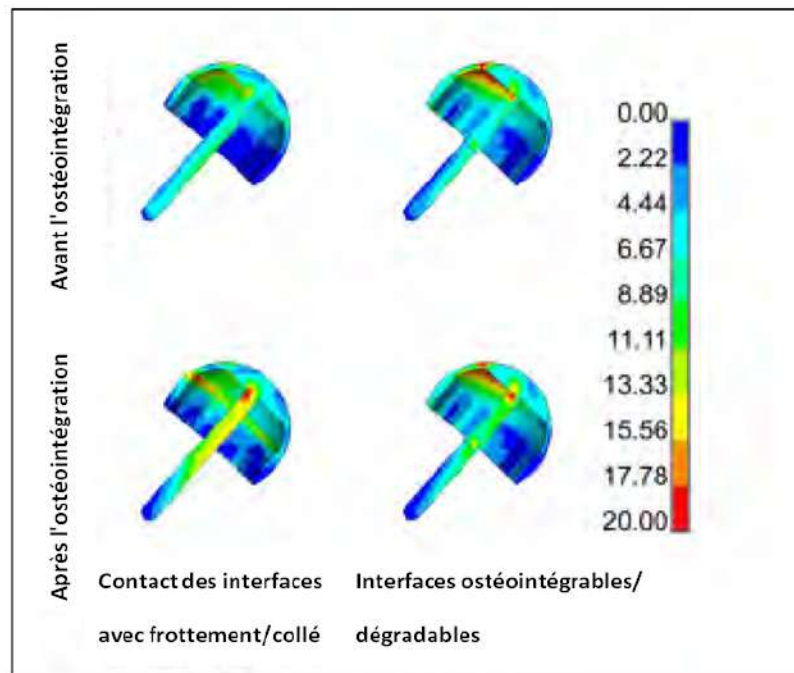


Figure 1.26 Contraintes de Von Mises en (Mpa) dans l'implant pour les modèles d'interface de contact et d'ostéointégration, avant et après l'ostéointégration[16].

Les contraintes de Von Mises dans l'implant pour le cas de charge de marche normale sont présentées dans la figure 1.26. Avant l'ostéointégration, les contraintes dans la tige sont modérées pour les deux types d'interface (7 MPa), avec une légère concentration de contrainte

à la jonction tige-dôme. Cette concentration est plus élevée pour l'interface ostéointégrée (23 MPa) que pour l'interface à contacts (19 MPa). Après l'ostéointégration, les contraintes dans la tige sont plus élevées, à la fois pour les interfaces de contact (16 MPa) et ostéointégrées (13 MPa). La concentration de contrainte à la jonction tige-dôme est également plus élevée qu'avant l'ostéointégration, avec des valeurs de 29 MPa pour l'interface de contact et de 24 MPa pour l'interface ostéo-intégrable.

Les résultats ont montré dans l'implant de resurfaçage une concentration de contraintes à la jonction tige-dôme, et ce pour tout type de fixation. Cette concentration de contraintes (29 MPa) est plus sérieuse pour le matériau biomimétique dont la limite élastique est de l'ordre de 100 à 180 MPa, dépendamment de la configuration des fibres dans le matériau. Donc l'auteur a conclu que ce nouvel implant à tige composite a réduit la déviation des contraintes par rapport aux implants métalliques actuels.

1.4.7. PouriaTavakkoliAvval et al. (2014) [17] ont présenté un nouveau modèle mécano-biochimique, plus complet en ce sens qu'il implique l'effet de couplage entre la charge mécanique et la biochimie osseuse, a été utilisé pour prédire la distribution de la densité osseuse à long terme autour d'une arthroplastie totale de la hanche avec une tige en composite (CF / PA12). Les résultats ont ensuite été comparés à ceux obtenus dans des fémurs implantés avec des implants en alliage de titane et en cobalt-chrome-molybdène. Pour simuler la charge physiologique, le muscle et la hanche des réactions articulaires représentant 45% du cycle de la marche ont été appliquées au modèle car cet exemple de la marche produit une charge maximale sur le fémur.

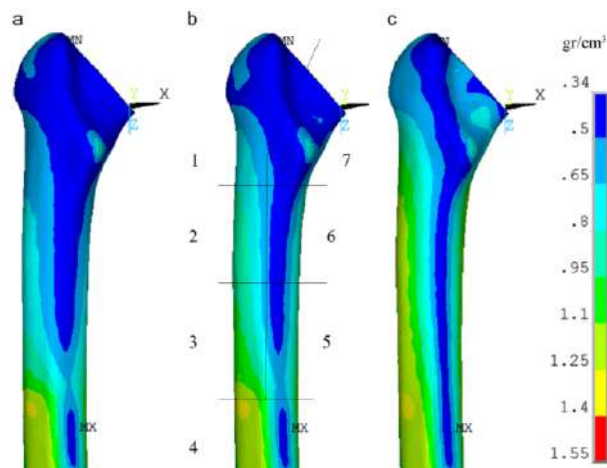


Figure 1.27 Distribution de la densité osseuse après prothèse total de la hanche avec (a) CoCrMo, (b) en alliage de Ti, (c) implant de la hanche en composite CF / PA12 [17].

La répartition de la densité osseuse péri prothétique en réponse aux implants Co-Cr-Mo, en alliage de Ti et en composite CF / PA12 sont illustrés dans la figure 1.27. L'emplacement de la densité maximale était à l'os corticale. La comparaison des distributions de densité après la prothèse totale de la hanche (figure 1.27) implique que l'implant de la hanche en (Co-Cr-Mo) induit plus de *stress shielding* dans le fémur proximal de telle sorte que les régions de faible densité ($0,34-0,8 \text{ g/cm}^3$) étaient dominantes dans le fémur implanté par la tige en Co-Cr-Mo comparé à celui de la tige de la hanche en composite. Par conséquent, les résultats des simulations ont révélé que la tige de hanche en composite biomimétique favorise le transfert de charge au fémur proximal par rapport à celle conventionnelle métallique, et par conséquent, réduit la quantité de résorption osseuse en réponse à l'implantation. Pour examiner la distribution de densité en détail, le fémur est divisé en sept zones. Ces sept zones décrivent principalement les régions entourant la partie proximale du fémur et sont cliniquement utilisés pour évaluer le résultat de la chirurgie de remplacement de la hanche.

Les résultats ont montré qu'en termes de remodelage osseux, l'implant de la hanche en composite CF / PA12 est plus avantageux que les implants métalliques.

1.4.8. Prajakta Subhedar et al. (2016) [18] Dans leur article, l'adéquation du polyamide 12 renforcé de fibre de carbone pour la conception de la tête fémorale a été examinée. Ce cadre quantifie les caractéristiques des matériaux CF / PA 12. Dans cette étude, l'adéquation de CF / PA 12 en tant que tête fémorale est discutée en tenant compte des paramètres essentiels.

Bien que les implants de la hanche offrent un large éventail d'avantages tels que le soulagement de la douleur, la rentabilité, la durée de vie, etc., ils présentent certains inconvénients, tels que le descellement, la métallose, etc., qui sont mentionnés ci-dessous (tableau 1.3).

Tableau 1.3 Avantages et limites des prothèses de hanche actuelles [18].

Prothèses	Avantages	Inconvénients
Métal sur Polyéthylène	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Grande utilisation ➤ Rentable. ➤ Durée de vie prévisible. 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Débris de polyéthylène entraînant un descellement aseptique.
Métal sur métal	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Durée de vie potentiellement plus longue que le polyéthylène en raison de l'usure réduite. ➤ Tête fémorale plus grosse, donc taux de luxation plus bas. 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Métallosecancérogène possible. ➤ Effet des ions métalliques.
Céramique sur Céramique	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Faible frottement. ➤ Faible particule de débris. ➤ Substance inerte. 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Cher. ➤ Nécessite une insertion experte pour éviter les dommages. ➤ Peut produire du bruit dans le mouvement.

Les propriétés mécaniques du matériau sont le comportement du matériau mesuré sous l'effet de forces externes. Les caractéristiques mécaniques de l'os et de CF/PA12 avec 68% en poids de fibres de carbone longues et 32% en poids de polyamide 12 utilisant un moulage par compression dans différentes configurations de superposition ont été fabriquées et testées pour la résistance à la flexion et inter laminaire en utilisant une méthodologie de test standard. Le résultat obtenu montre que le module varie en fonction de la configuration du moulage. Les modules obtenus variaient entre **8** et **36 GPa** et les résistances mécaniques entre **134** et **565 MPa**. Ainsi, le module obtenu pour des tiges des prothèses totales de la hanche constituées de ces composites correspond à celui indiqué pour les os denses (**5-30 GPa**). Au même temps, la résistance mécanique de ces tiges composites s'est révélée nettement supérieure à celle des os denses (**100-200 MPa**), montrant que, dans des conditions physiologiques extrêmes, ces tiges composites seraient soumises à des contraintes considérablement inférieures à celles conduisant à leur défaillance.

Les propriétés de traction, de compression et de cisaillement inter laminaire de composites en polyamide renforcé de carbone obtenus par différentes techniques de

fabrication. Les différents processus de fabrication ont un impact sur les vides formés pendant le processus de synthèse avec une teneur variable en poids de fibres de carbone. Avec la teneur croissante en fibre de carbone dans le composite CFPA, le module de flexion et la résistance à la flexion sont améliorés (figure 1.28).

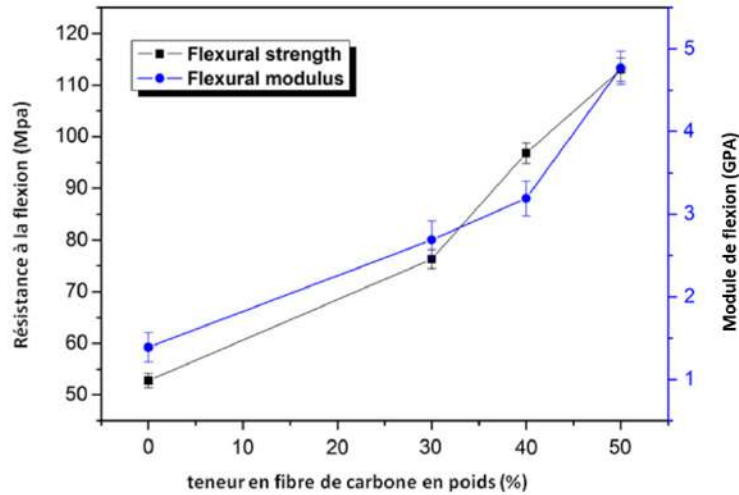


Figure 1.28 Impact de la teneur en fibre de carbone sur la résistance à la flexion et le module de flexion [18].

D'après les résultats obtenus, le composite CF / PA 12 est suggéré comme le matériau le plus approprié pour les implants de hanche que les métaux et les céramiques.

Toutes ces études éminentes citées ci-dessus ont proposé ce nouveau matériau composite constitué de fibre de carbone et d'une résine de polyamide 12. Ce matériau est hautement recommandé pour une utilisation orthopédique et cela a été démontré en laboratoire, compte tenu de ses propriétés similaires à celles de l'os, de sa biocompatibilité et de ses excellentes performances en fatigue.

1.5. Conclusion

A travers cette synthèse bibliographique, ce nouveau matériau composite (CF/PA12) a été traité dans la littérature pour résoudre le problème des ions métalliques des prothèses de la hanche conçues en métal et aussi le problème de la fragilité des céramiques. On a constaté

que :

- Le comportement en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche n'a été traité qu'une seule fois par *Wen Zhang et al. (2010)*, leur étude était statique au cours d'une marche normale, d'autres activités tel que la montée d'escaliers aurait fait la différence.
- Le CF/PA12 était largement utilisé comme tige de la prothèse de la hanche, que se soit totale ou de resurfaçage, et une seule fois comme un composant fémoral, mais nous n'avons pas rencontré dans notre recherche approfondie une étude portant sur l'implant de resurfaçage de la hanche totalement conçue avec ce matériau.

Donc il est question de faire une **analyse tridimensionnelle par éléments finis du comportement statique et en fatigue de la prothèse de resurfaçage de la hanche conçue entièrement avec ce nouveau matériau composite CF/PA12** pour confirmer que cette prothèse réalisée en CF / PA12 qui a prouvé son excellente biocompatibilité est loin de la fatigue et donc de la rupture.

Chapitre2 :
Biomécanique de la hanche
et description de la prothèse
de resurfaçage

1. Biomécanique de la hanche et description de la prothèse de resurfaçage

2.1. Introduction

Dans ce chapitre nous présentons l'articulation de la hanche ainsi que la biomécanique associée, nous rappelons les résultats essentiels concernant l'estimation des forces agissant au niveau de cette articulation, ainsi que les paramètres les plus influençants tout en introduisant les phénomènes de chocs au niveau de la hanche, et nous calculons les forces d'impact en fonction du type d'activité. Ensuite, nous présentons les prothèses de resurfaçages de la hanche, leurs avantages et leurs inconvénients. Nous exposons les facteurs liés à l'endommagement de la prothèse coxo-fémorale.

2.2. Biomécanique de la hanche

2.2.1. Anatomie de la hanche

L'articulation coxo-fémorale, communément appelée la hanche, est la jonction qui relie la cuisse au bassin par le fémur et l'os iliaque. La hanche est une articulation synoviale (énarthrose) sphéroïde où la surface sphérique d'un os s'insère dans la cavité concave d'un autre os (figure 2.1). Plus spécifiquement dans le cas de la hanche, la tête du fémur s'imbrique parfaitement dans la cavité cotyloïde du pelvis (acétabulum). La structure sphéroïde de cette articulation lui permet des mouvements multiaxiaux d'une grande amplitude. Ensemble, les structures passives (le bourrelet cotyloïdien, la capsule articulaire et les ligaments), de même que les structures actives (les muscles), assurent la stabilité de cette articulation. Par conséquent, la hanche est l'une des articulations les plus efficaces du corps humain car elle permet d'effectuer des rotations de grandes amplitudes, et ce, dans toutes les directions, tout en conservant une bonne stabilité grâce au travail de ses structures anatomiques et musculaires [19].



Figure 2.1 *Articulation de la hanche [20].*

2.2.2. Mobilité de la hanche

La stabilité du squelette humain, dépend en grande partie, de la persistance et la qualité fonctionnelle de l'articulation coxo-fémorale. Sur le plan biomécanique, on distingue trois degrés de liberté activés autour de trois axes propres à l'articulation de la hanche :

- Axe antéropostérieur, assurant l'abduction et l'adduction (AB/AD),
- Axe vertical confondu avec l'axe longitudinal du membre inférieur, qui permet les mouvements de rotation externe et rotation interne (RI/RE),
- Axe transversal, autour duquel s'effectuent la flexion et l'extension (F/E), (figure 2.2). Les amplitudes maximales de ces angulations dépendent de l'état physio neurologique du patient. Selon Calonius et al., [21] ces angles sont définis par $\theta_1 \pm 6^\circ$ pour l'(AB/AD), $\theta_2 \pm 6^\circ$ pour la (RI/RE) et $\theta_3 \pm 23^\circ$ pour la (F/E) [22].

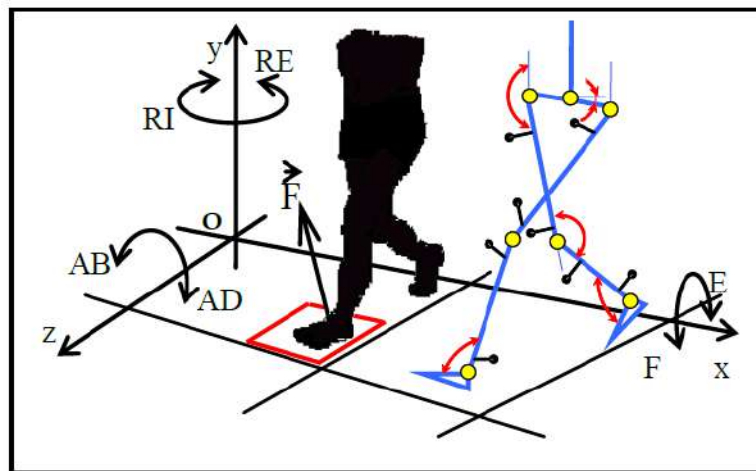


Figure 2. 2 Résultante transmise à la hanche en position d'appui monopodal[22].

2.2.3. Cycle de marche

Les durées des différentes phases du cycle de la marche étudiées sont traditionnellement normalisées en pourcentage de la durée totale du cycle. De prime abord, le cycle de marche se divise en une phase d'appui, quand le pied est en contact avec le sol et une phase d'oscillation, quand la jambe, en l'air, se déplace vers l'avant (figure 2.3). Pour la marche normale, la phase d'appui d'un membre représente, en moyenne, 60 % du cycle contre 40 % pour la phase d'oscillation. Ces deux phases sont délimitées par l'apparition du décolllement des orteils (60 %) et par les deux contacts d'un des talons définissant le début (0 %) et la fin du cycle (100 %).

Le décolllement des orteils et le contact du pied controlatéral, c'est-à-dire du membre opposé, surviennent respectivement aux environs de 10 % et 50 % du cycle ; deux phases de double appui (appui bipodal) en découlent. Pendant environ 20 % du cycle (10 % chacune), les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol. L'appui unilatéral (appui

monopodal) représente environ 40 % du cycle de marche. Un seul des membres inférieurs est maintenant en appui, il équilibre et entraîne la progression du corps vers l'avant [23].

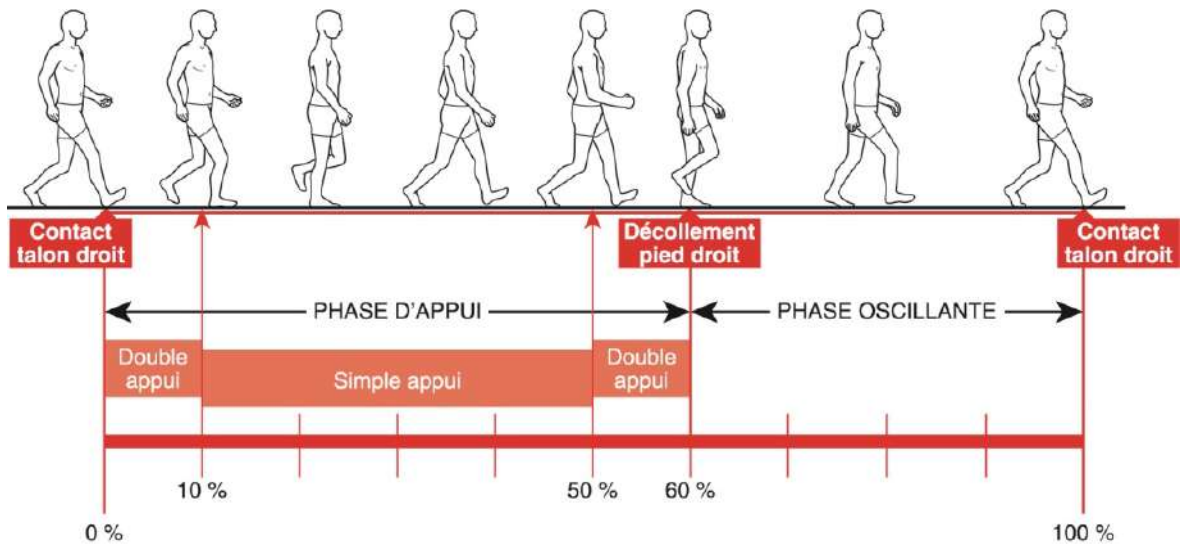


Figure 2. 3 Cycle de la marche [24].

2.2.4. Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche associées à diverses activités.

La détermination des forces internes présentes lors du mouvement humain est essentielle pour la compréhension de la fonction mécanique du corps afin d'évaluer les chargements et les risques auxquels est soumis le corps humain. Les contraintes de la hanche sont telles que dans une situation bipodale, la moitié du poids du corps est répartie sur chaque hanche. Alors qu'en position unipodale, le concept de la "balance de Pauwels" montre que l'articulation de la hanche supporte environ 3 fois le poids du corps (figure 2.4). Dans des conditions normales, le cartilage amortit et répartit la transmission des forces dans l'articulation [25].

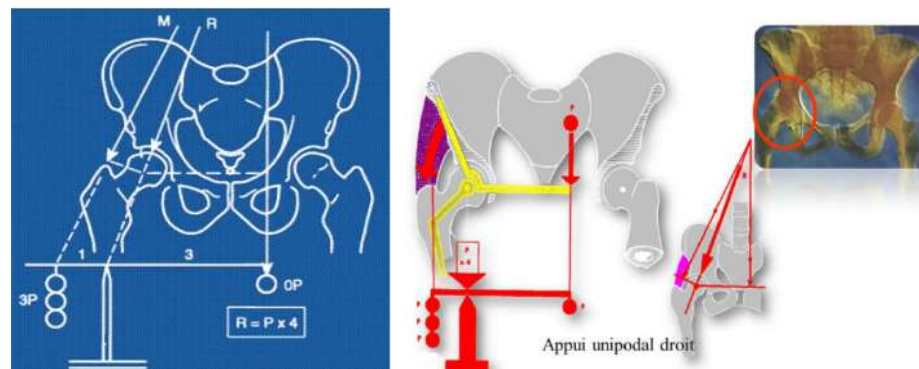


Figure 2.4: Balance de Pauwels, avec P le poids du corps, M la force de résistance des fessiers et R la résultante des forces qui s'appliquent sur l'articulation [26].

2.2.4.1. Activité de la marche

De nombreuses études ont été menées dans le but d'estimer les forces et contraintes résultantes dans les articulations lors de la marche. La longueur du pas semble dépendre de l'âge et de la taille du sujet, ainsi que de l'amplitude du mouvement de flexion/extension. Mais, même si les variations inter-individus sont très élevées, la fréquence naturelle de la marche semble être d'environ 0,9 Hz [27].

Dans la pratique, il n'existe pas de méthode non invasive permettant une lecture directe des efforts transmis dans les articulations. Ainsi, le calcul des forces et moments internes passe par une modélisation du corps utilisant les lois de la mécanique. En pratique, seuls les forces et moments externes peuvent être mesurés. Elles correspondent à la réaction du corps sur l'environnement. Lors de la marche, les pieds sont en interaction avec le sol [28]. Deux grands types de plates-formes de force existent. Elles se différencient par le type de capteurs utilisés. Ils sont soit à base **piézo-électrique** (plates-formes de Kistler Instrument), soit à base de **Jauges de contraintes** (plates-formes de AMTI, Bertec Corporation et Logabex de GIAT industrie). Généralement, les laboratoires d'analyse de la marche sont équipés de deux plates-formes de force afin de pouvoir enregistrer l'appui gauche et l'appui droit lors d'un même passage du patient [29].

Les forces résultantes dans les articulations peuvent être déterminées en utilisant la méthode de la dynamique inverse, qui combine l'utilisation de plate-forme de force et d'un système d'acquisition de mouvements. Pour cela, le corps est modélisé par un système de segments rigides articulés. Dans cette approche, les données cinématiques mesurées sont « combinées », avec les efforts externes (forces et moments) et les propriétés inertielles des segments corporels (masse, inertie, centre de masse), pour estimer les moments articulaires pour chaque articulation du modèle considéré [30]. L'approche dynamique inverse permet de déterminer le torseur des actions mécaniques intersegmentaires, c'est-à-dire les forces et les moments résultants au niveau de chaque articulation. Le principe de la méthode dynamique inverse est d'isoler successivement chaque segment corporel de la chaîne articulée, du plus distal au plus proximal. Connaissant le torseur dynamique au niveau de la plateforme de forces, les théorèmes de Newton (ou théorème de la résultante dynamique) et d'Euler (ou théorème du moment dynamique) sont appliqués successivement au point de contact du pied sur cette plateforme, puis à la cheville, puis au genou et enfin à la hanche (figure 2.5). Sont ainsi déterminés les forces et les moments intersegmentaires (ou nets) induits au niveau de chaque articulation pour équilibrer les actions mécaniques extérieures (gravité, forces d'inerties, réactions aux points d'appui.

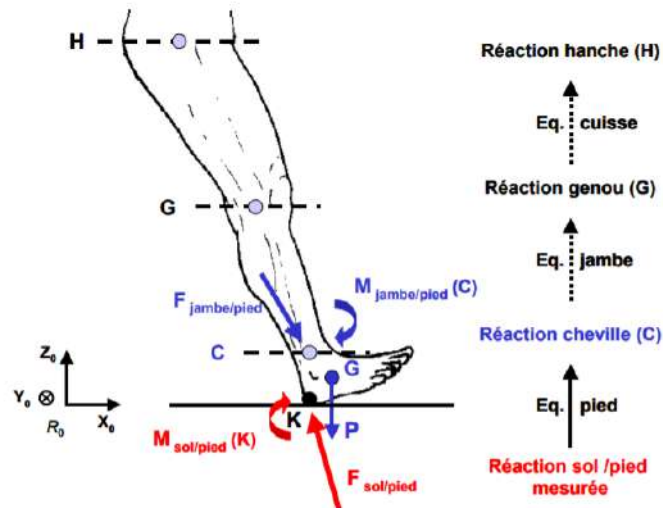


Figure 2.5 Modélisation par dynamique inverse du membre inférieur lors de la phase d'appui de la marche. Le torseur des actions mécaniques extérieures réduit au point de contact K est connu. Les propriétés cinétiques des segments (pied, jambe, cuisse) sont estimées à partir de tables anthropométriques. Les actions mécaniques inter-segmentaires à chaque articulation (H : hanche, G : genou et C : cheville) sont calculées par dynamique inverse (vue extérieure – plan sagittal) [31].

Les différentes études utilisant cette méthode proposent des résultats qui concordent pour décrire la courbe de force à double maximum caractéristique de la marche [32, 33]. Le premier maximum de force a lieu au bout de 20 % du cycle de marche et le second au bout de 80 % (Figure 2.6.a), le début du cycle étant déterminé par la pose du talon sur le sol et la fin par le décollement des orteils lors de la phase de poussée. Les maxima de la force résultante calculés pour la marche par la méthode de la dynamique inverse sont de l'ordre de 180 à 400 % du Poids du corps (%P) [32,33,35].

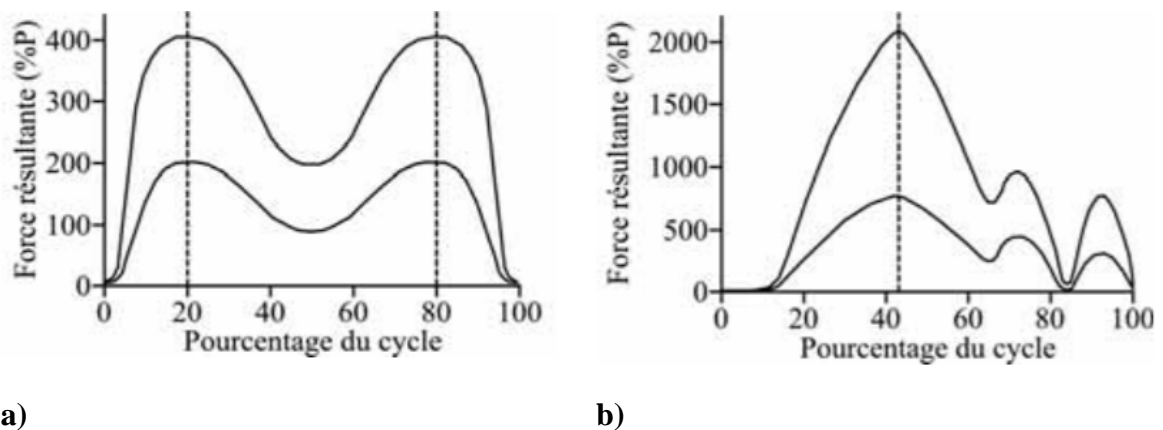


Figure 2.6: Allure des intervalles de valeurs de la force résultante (% du Poids du corps) agissant sur l'articulation de la hanche au cours d'un cycle. a) Lors de la marche. b) Lors de la course [34].

Dans une hanche saine, quand les surfaces de contact sont conformes et normalement lubrifiées, le coefficient de frottement est de l'ordre de 0,001. Ceci permet lors des

modélisations de négliger la contrainte tangentielle de frottement devant la contrainte normale [36]. Le maximum de contraintes varie peu avec la direction de la force résultante exercée par les muscles de la hanche [36]. Lors de la marche, les contraintes sont maximales au niveau de la partie supérieure de l'acétabulum, principalement du côté médial [37]. Le toit de l'acétabulum est considéré comme une zone de charge et de déformabilité (figure 2.7) [38]. Il permet aux cornes acétabulaires antérieure et postérieure de se rapprocher et de prendre appui sur la tête du fémur lors de la mise en charge de l'articulation, pour augmenter la congruence tête-acétabulum [39].

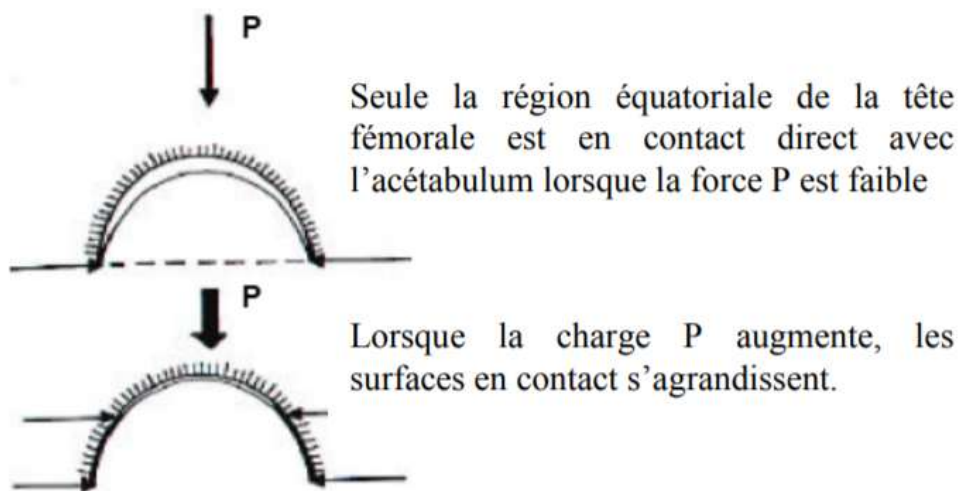


Figure 2.7: La mise en charge de l'acétabulum [40].

Une étude de la position statique sur une jambe a également mis en avant cette zone supérieure comme étant la plus contrainte [41]. Cette position a été choisie pour sa similitude avec la position à mi-cycle de la jambe lors de la marche lente caractérisant les patients. La distribution de la pression de contact et la valeur du pic jouent un rôle déterminant dans la dégénération du cartilage et dans l'usure des implants, usure générant des débris qui peuvent ensuite, à plus ou moins long terme, entraîner des réactions inflammatoires ou une ostéolyse conduisant au descellement de la prothèse [42].

2.2.4.2 Activité de la course

Cette activité a été étudiée par application de la méthode de la dynamique inverse et optimisation d'un modèle 3D simulant l'action de 47 muscles de la jambe [34]. La principale différence avec la marche, outre bien sûr la valeur du maximum de force, est la présence d'un seul pic majeur, au bout d'environ 40 % du cycle, au lieu des deux pics présents lors de la marche. Pour une vitesse de course de 5 m/s, la valeur du maximum de force simulée varie entre 500 et 2 000 %P (figure 2.6.b) selon le type d'optimisation, soit au maximum environ cinq fois plus que lors de la marche [37].

2.2.4.3. Activité des montées et descentes d'escaliers

La cinématique et la biomécanique des montées ou descentes d'escaliers varient de façon considérable par rapport à la marche [43] : la phase d'appui (entre 59,6 et 63,7 % de la durée du cycle) diminue avec l'augmentation de la pente durant la descente et augmente légèrement durant la montée. De plus, la durée du cycle est plus longue pendant la montée (1,4 s) que pendant la descente (1,2 s). Mais surtout, la force de réaction est plus importante durant la descente que durant la montée, l'influence de la pente restant relativement faible. En ce qui concerne la composante verticale de cette force, l'influence de la pente est visible : l'augmentation de cette composante selon l'inclinaison peut être d'environ 15 %. Ceci peut être expliqué par la variation de puissance développée dans les articulations, celle-ci étant reliée à la quantité d'énergie potentielle devant être produite (montée) ou absorbée (descente) par les muscles [43].

L'allure de la courbe représentant l'évolution de la force agissant sur la hanche au cours d'un cycle est très voisine de celle de la marche. Uniquement les valeurs des maximas de force diffèrent, ces derniers étant plus élevés lors de la montée et descente d'escaliers que lors de la marche [43]. Le maximum de force lors de la montée d'escaliers est d'environ 300 à 600 %P [44], et il est légèrement plus élevé en ce qui concerne la descente. En effet, pendant la descente, l'énergie potentielle doit être dissipée par les muscles et pour ce faire, elle est transformée en énergie cinétique durant la phase de balancement de la jambe. Ensuite, presque toute l'énergie cinétique accumulée doit être absorbée par le contact du pied avec le sol [43]. Différentes valeurs des maximas de force concernant la marche et les descentes et montées d'escaliers ont été regroupées [33], montrant la grande variabilité inter-sujets et l'incertitude des mesures. Néanmoins, il semble acquis que le maximum de force le plus élevé soit engendré lors de la descente d'escaliers [37].

2.3. Implant de remplacement de l'articulation coxo- fémorale

2.3.1. Pathologies courantes de la hanche

Parmi les pathologies courantes de la hanche, il y a la coxarthrose, ou arthrose de la hanche. L'arthrose est définie comme l'usure du cartilage articulaire et est de deux types : primaire ou secondaire. La coxarthrose primaire représente 40% de l'ensemble des coxarthroses et survient généralement après 60 ans. Elle se développe sur une hanche sans malformation préalable. Quant à la coxarthrose secondaire, elle représente 60% des cas de coxarthrose et elle survient sur des hanches ayant des malformations menant à une usure rapide du cartilage articulaire. Le symptôme clinique majeur de la coxarthrose est la douleur, localisée au pli de l'aîne avec une irradiation dans la cuisse. Le traitement de la coxarthrose

est médical ou chirurgical. Le traitement médical consiste à traiter la douleur et à ménager l'articulation malade ; le traitement chirurgical consiste en une panoplie d'interventions visant à corriger les anomalies anatomiques, ou à remplacer les surfaces articulaires usées. Le remplacement de la hanche naturelle par une prothèse totale de hanche ou par une prothèse de resurfaçage de hanche font partie des options envisageables [45].

L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) consiste à remplacer la tête et le col fémoral par une tige fémorale (habituellement faite de matériaux métalliques tels que le titane, (figure 2.9). Une cupule acétabulaire est également implantée dans le bassin pour compléter l'articulation. Cette opération est majoritairement pratiquée pour remédier à l'arthrose dégénérative de la hanche : 81,9% des arthroplasties initiales sont attribuables à ce groupement diagnostique (Institut canadien d'information sur la santé, 2012) (figure 2.8) [45].

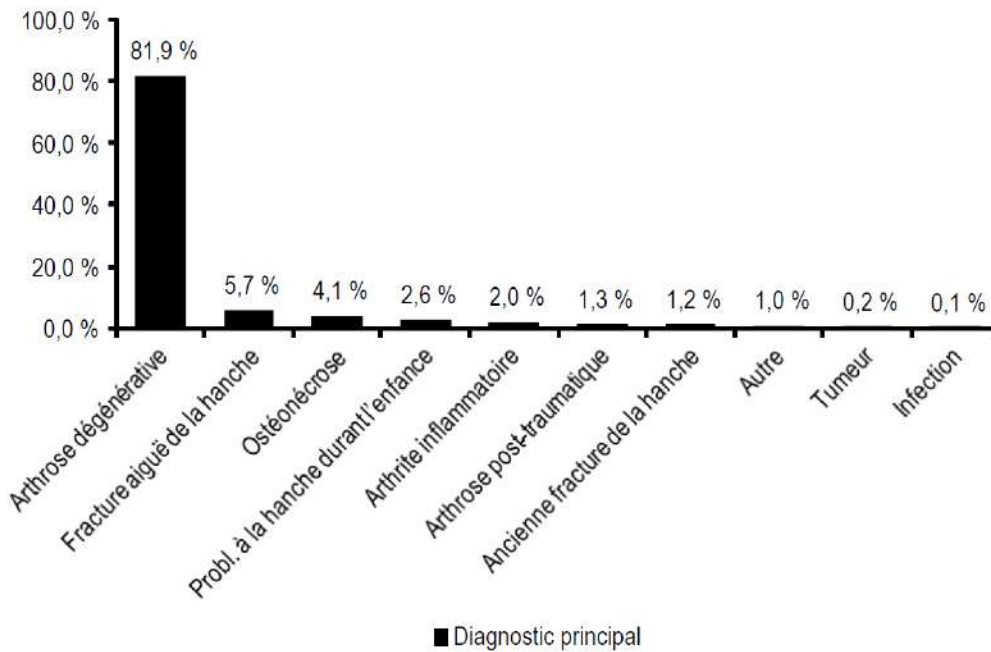


Figure 2.8: Arthroplasties initiales de la hanche par groupement diagnostique (Institut canadien d'information sur la santé, 2012) [45].

2.3.2. Arthroplasties de la hanche

La compréhension de la hanche douloureuse chez l'adulte jeune a beaucoup évolué ces dernières années depuis la popularisation du conflit fémoro-acétabulaire. Celui-ci est décrit comme une cause de douleur de hanche de l'adulte jeune et identifié comme une cause d'arthrose précoce. La coxarthrose du sujet jeune peut également être secondaire à une anomalie morphologique comme une dysplasie (défaut de couverture de la tête fémorale), une protrusion acétabulaire ou une épiphysiolyse.

À l'issue d'un examen clinique et radiologique complet, une indication de chirurgie prothétique peut être retenue en fonction de l'usure cartilagineuse. Cette arthroplastie peut être conventionnelle ou de resurfaçage.

La prothèse totale de hanche (figure 2.9) remplace l'articulation pathologique par deux composants solidement fixés à l'os mais mobiles l'un par rapport à l'autre.

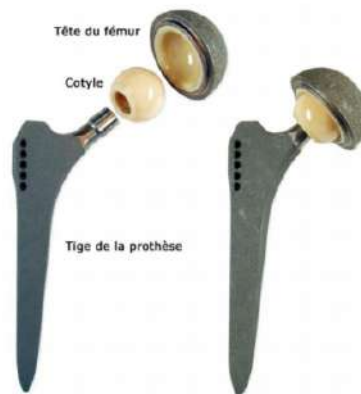


Figure 2.9 Composants d'une prothèse totale de hanche [46].

La tige fémorale est un pivot prolongé par un col puis par une bille. La cupule acétabulaire, surface hémisphérique, est fixée dans le bassin et s'articule avec la bille.

La fixation à l'os est soit cimentée, soit directe par réhabilitation biologique.

Différents couples de frottement sont possibles : céramique-céramique, céramique-polyéthylène, métal-polyéthylène, métal-métal. Depuis 40 ans, les progrès sont constants, tant en termes de voies d'abord que de tribologie (études couples de frottement). L'introduction des couples de frottement "dur-dur" (céramique ou métal) avait pour objectif de réduire la production de débris d'usure afin de diminuer la fréquence des descellements aseptiques consécutifs aux granulomes à corps étrangers [47].

La fixation des implants à l'os reste un défi permanent même si la fixation sans ciment moderne semble avoir atteint sa maturité, les facteurs de succès de la fixation primaire (dessin prothétique) et secondaire (traitement de surface) ayant été parfaitement identifiés. Cependant, la prothèse scellée (cimentée) comportant un frottement métal – le polyéthylène constitue toujours un modèle de référence de par son ancienneté. Mais ce type d'arthroplastie est soumis à différentes complications : les luxations à court terme, l'usure et le descellement à long terme. Le taux d'usure est d'autant plus élevé que le niveau d'activité est élevé, les patients jeune et sportifs représentant actuellement une part croissante de la population bénéficiant d'une PTH.

À côté des PTH classiques qui bénéficient d'une large gamme pouvant s'adapter à la majorité des patients sur le plan anatomique, se sont développées les PTH sur mesure qui s'adapte parfaitement à l'anatomie du patient, notamment en cas de déformation fémorale (déformation de diaphyse, trouble de l'orientation du col fémoral, dimensions extrêmes...), permettant une conservation à l'identique de la longueur du membre et de l'offset fémoral (bras de levier fémoral) et ainsi, une biomécanique de la hanche prothésée la plus proche possible de la hanche saine.

Concernant les patients jeunes et actifs, il existe une alternative à la prothèse totale de hanche classique : le resurfaçage total de hanche (figure 2.10).



Figure 2.10 Prothèse de resurfaçage de hanche [47].

Le principe est différent, la tête fémorale étant conservée et travaillée pour recevoir une cupule prothétique en métal. Au niveau du bassin, l'acétabulum est fraisé afin de pouvoir y impacter une cupule qui est une demi-sphère tronquée [47].

Dès le début des années 1980, les chirurgiens avaient bien compris les avantages du resurfaçage de hanche. Cette technique a été largement diffusée, mais cette première génération d'implants a présenté un taux d'échec trop important. Ces échecs étaient liés aux matériaux, à l'ancrage et au couple frottement. Dans les années 1990 et 2000, les progrès tribologiques, en particulier sur le couple métal-métal, ont permis d'aboutir à des implants de deuxième génération permettant d'associer l'avantage des têtes prothétiques de gros diamètre et une préservation osseuse fémorale.

Ce type de prothèse permet de respecter au mieux l'anatomie du patient : longueur du membre, offset fémoral, conservation des récepteurs proprioceptifs situés sur le col fémoral.

Le grand diamètre de la tête prothétique permet d'avoir un taux de luxation proche de zéro, ce qui autorise la pratique de toutes les activités sportives sans aucune restriction. Cependant, cette technique ne peut être proposée à tout âge car la faisabilité dépend de la qualité osseuse de la tête fémorale, qui peut varier selon de nombreux paramètres (poids, âge, ostéoporose, kystes, nécrose...). Selon les critères actuels d'éligibilité, il faut être un homme

de moins de 50 ans pour prétendre à cette technique. En effet, des séries récentes ont montré que la femme présente plus de réaction aux débris libérés par les composants, et un risque d'ostéoporose accru par rapport à l'homme.

Enfin, il s'agit d'une technique rigoureuse et difficile. La qualité du résultat et surtout la longévité de l'implant dépendent probablement plus du chirurgien et de son expérience de la technique que pour une prothèse standard [47].

Cette intervention, outre le fait qu'elle soit moins invasive que la prothèse totale de la hanche, permet de préserver le capital osseux du patient : la tête et le col fémoral ayant été conservés, la perte osseuse est moindre et une éventuelle chirurgie de reprise par arthroplastie totale s'en trouve grandement simplifiée.

Toutefois, comme toute prothèse plus rigide que l'os, les composantes fémorales de resurfaçage engendrent un phénomène de diminution de la charge mécanique à laquelle l'os est soumis. Ce phénomène est appelé « décharge mécanique » ou « déviation des contraintes ». La modification des contraintes dans l'os par rapport à leur niveau physiologique entraîne une adaptation fonctionnelle sous forme de résorption ou d'augmentation de la densité osseuse, un phénomène appelé « ostéopénie de décharge » dans le cas d'une résorption, et plus généralement « remodelage osseux » [45].

2.3.3. Activités sportives après resurfaçage et prothèse totale de hanche

L'objectif après l'implantation d'une prothèse de hanche (PTH) réside dans l'amélioration de la qualité de vie du patient en éliminant la douleur et en augmentant les mobilités articulaires. Malgré le degré élevé de satisfaction obtenu après implantation d'une arthroplastie totale de hanche certaines restrictions face aux activités sportives sont suggérées par le chirurgien. Ainsi, la pratique d'activités sportives générant des impacts importants sur l'articulation coxo-fémorale, entraînant un risque de luxation ou de fracture péri-prothétique est généralement fortement déconseillée. Cependant, certains patients considèrent que le maintien d'un haut niveau d'activité sportive est un élément important de leur qualité de vie et certains auteurs pensent que l'activité sportive n'est pas obligatoirement délétère sur les implants [48].

Avec le nombre croissant d'arthroplastie totale de hanche implantées chez des patients jeunes et/ou actifs, le resurfaçage de la hanche (RH) prend un nouvel essor.

Outre le maintien du capital osseux fémoral, l'augmentation de la stabilité articulaire et la facilité de la reconstruction biomécanique, il est avancé que ce type d'implant facilite un retour à un niveau d'activité sportive plus élevé qu'après une PTH. Cette affirmation est

cependant fréquemment biaisée par la sélection préférentielle de jeunes patients actifs pour le RH, la PTH étant classiquement réservée à des sujets plus sédentaires.

L'excellente stabilité articulaire du RH (effet « grosse tête ») pourrait être l'un des facteurs principaux favorisant un niveau élevé d'activité par rapport aux PTH conventionnelle (de diamètre 28mm) en réduisant les épisodes de subluxation et en augmentant l'effet de succion entre les composantes articulaires. D'autres facteurs, comme une meilleure proprioception, un transfert plus physiologique des charges au fémur proximal ou une excellente reconstruction biomécanique de la hanche ont été rapportés après implantation d'un RH par rapport aux PTH et pourraient également expliquer les meilleurs résultats cliniques chez des patients porteurs d'un RH [48].

2.3.4. Avantages du resurfaçage

2.3.4.1. Luxation

Le principal intérêt des implants de grands diamètre (resurfaçage ou prothèse de hanche [PTH]) réside dans la réduction du taux de luxation. Le diamètre de tête s'échelonne de 36mm à 58mm pour les implants de resurfaçage conventionnels. La stabilité engendrée par le diamètre d'une tête fémorale prothétique proche du diamètre natif est largement supérieure aux implants « conventionnels » (28, 32 et 36mm) [49]. De plus, après cicatrisation de la capsule articulaire coxofémorale et en raison de l'importance du volume de la tête fémorale prothétique, le risque de luxation semble très faible [50]. L'effet de succion du couple métal-métal de grand diamètre permet également d'obtenir une adhésivité importante à l'interface tête-cupule et de réduire le risque de micro-séparation ou de subluxation. Ainsi de nombreux auteurs rapportent, dans leurs séries, un taux de luxation très faible (0,75 %), voire nul [51, 52].

2.3.4.2. Amplitudes articulaires

Les amplitudes articulaires après resurfaçage sont proches de celles observées durant la période préopératoire. Ainsi, De La Rosa et al. [53] ont étudié au recul d'un an, les amplitudes articulaires obtenues après resurfaçage totale de la hanche (RTH). Ils ont trouvé une prédiction très nette entre les amplitudes articulaires préopératoire et postopératoire. De plus, un gain important d'arc de mobilité pouvait être espéré chez des patients raides. Dans une autre étude cinématique comparant les RTH aux prothèses totales de la hanche (PTH), Doherty et al. [54] ont retrouvé une perte de flexion et d'extension dans le groupe RTH alors que les autres secteurs de mobilité étaient strictement comparables.

2.3.4.3. Préservation osseuse

Un des principaux avantages des resurfaçages de hanche consiste en la préservation du stock osseux fémoral. Cependant, afin de conserver cet avantage d'épargne osseuse, il faut aussi veiller à ne pas sacrifier plus d'os acétabulaire que lors de l'implantation d'une cupule de PTH. En effet, pour une taille de pièce fémorale donnée, plus la cupule est fine, moins il y a d'os acétabulaire sacrifié. La taille des implants fémoraux et acétabulaires étant interdépendante, il faut implanter une pièce fémorale du plus petit diamètre possible afin de moins sacrifier d'os acétabulaire. Il faut cependant que la cupule dispose d'une excellente fixation primaire et que l'implant fémoral n'encoche pas le col et recrée un offset antérieur suffisant (correction de l'usure antérosupérieure). La chirurgie du resurfaçage apparaît donc comme une chirurgie de compromis où chaque geste (fémoral et acétabulaire) retentit de façon majeure et définitive sur le temps opératoire suivant. Le diamètre de la pièce fémorale du resurfaçage est de toute façon limité par la taille du col fémoral (col et jonction tête col) et non celui de la tête fémorale [55]. Il faut donc étudier l'étiologie de la coxarthrose (conflit fémoro-acétabulaire, dysplasie, ostéonécrose. . .) afin d'adapter à chaque fois la technique chirurgicale pour permettre une préservation osseuse [50].

2.3.4.4. Transfert des forces en charge

L'implantation d'une pièce fémorale métallique rigide sur un os spongieux fraisé modifie les forces de charges transmises au fémur proximal. Un meilleur transfert des contraintes au niveau du fémur proximal constitue l'un des postulats des RTH. Le volume de contrainte (*stress-shielding*) fémoral qui peut survenir après la pose d'un pivot fémoral est beaucoup moins fréquent après RTH. Kishida et al. [56] retrouvent une plus grande diminution de la densité osseuse fémorale proximale et acétabulaire après PTH qu'après RTH (perte de densité osseuse nulle après RTH et de l'ordre de 17 % après PTH ; $p = 0,04$). À deux ans, la densité fémorale proximale après RTH est de 110 à 140 % (en fonction des zones) plus élevée par rapport à la troisième semaine postopératoire [56]. Ce maintien d'une densité osseuse satisfaisante après RTH est autorisé par le positionnement en valgus de la pièce fémorale, transformant ainsi les forces de cisaillement en forces de compression. Un implant positionné en varus (120°) triple les contraintes à l'interface ciment-implant par rapport à un implant en valgus (138°) [57].

2.3.4.5. Révision d'un resurfaçage

Avec les dernières générations de resurfaçage, la facilité d'une éventuelle reprise chirurgicale a été avancée comme un argument en faveur du resurfaçage. L'intérêt de ces révisions « faciles » est donc évident au regard de la similitude de résultats obtenus après une PTH primaire, comme avantages supplémentaires, l'utilisation d'une grosse tête permettant de prévenir les luxations postopératoires et l'abord d'un canal fémoral sain permettant d'implanter une tige dans d'excellentes conditions. La cupule peut parfaitement être laissée en place sans entraîner de conséquence néfaste alors que son ablation entraîne une perte osseuse acétabulaire de 4mm. En cas de défaillance isolée de la pièce fémorale (fracture du col, collapsus fémoral. . .), Seyler et al.[58] recommandent eux aussi de laisser en place la cupule et d'effectuer une révision fémorale unipolaire. Cependant, si la cupule doit être enlevée (non appariement des implants. . .), l'extraction est relativement facilitée par un ancillaire adapté qui permet d'éviter une destruction osseuse importante [59].

2.3.4.6. Restauration physiologique de la marche et activités Sportives

La reprise de la marche et des activités sportives suite à l'implantation de prothèses de resurfaçage est un enjeu majeur de l'intérêt que revêt cette intervention qui s'adresse à un public jeune et donc plus actif. Il apparaît une restauration physiologique des paramètres de la marche (moment de force, vitesse de marche ...) avec des résultats similaires entre sujets sains et porteurs de resurfaçage de hanche. Ces résultats sont par ailleurs inférieurs chez les porteurs de prothèses totales de hanche. En effet la restauration d'une biomécanique physiologique (latéralisation, maintien du centre de rotation, bras de levier des muscles abducteurs, longueur des membres inférieurs), permet un meilleur transfert des forces de charge sur le fémur proximal et une diminution des causes d'inconfort postopératoire (douleur, instabilité, insatisfaction, douleur lombaire, boiterie) [60].

2.3.4.7. Le recul de la prothèse de resurfaçage de hanche

Le recul de RH est désormais important. Ainsi, sur une série de 1000 RH, un taux de non-révision de 97,4 % à 10 ans et de 95,8 % à 15 ans a été trouvé. Chez les hommes, ce taux est même de 98 % à 15 ans ! Ces excellents résultats se confirment dans d'autres études avec des taux de non-réopération variant de 96,2 % à 98,9 % avec un recul allant de 8 à 10 ans une autre série de 502 RH effectués chez 481 patients au recul de 5 ans, un taux de non ré - opération de 99,5 % a été trouvé. Tous ces résultats se comparent très favorablement aux registres notamment le Registre Suédois qui note un taux de non -réopération de 95,7 % à 5 ans de recul chez les patients de moins de 50 ans [61].

2.3.5. Inconvénients

2.3.5.1. Encochage et fracture du col fémoral

Un encochage préopératoire du col fémoral expose au risque de fracture à court terme (avant six mois) [62]. S'il est identifié au cours de l'intervention, il doit impérativement être localisé et mesuré (supérieur ou non à 5 mm). En effet, un encochage de plus de 5mm en situation supérieure et/ou supéro-latérale constitue un facteur de risque fracturaire important devant sans doute faire préférer une arthroplastie totale conventionnelle (figure 2.11). L'encochage du col n'est pas le seul facteur de risque de fracture cervicale. En effet, d'autres erreurs techniques comme un valgus excessif de la pièce fémorale (supérieur à 130°) ou au contraire un varus important constituent des facteurs de risque fracturaire. Il faut aussi éviter les indications à risque fracturaire après resurfaçage (ostéopénie, maladie inflammatoire, kyste osseux fémoral volumineux) et limiter les activités trop intenses pendant les premiers mois suivant l'implantation [63].

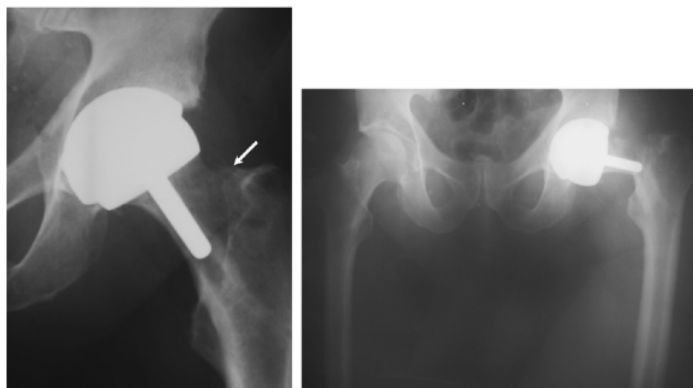


Figure 2.11 L'encochage préopératoire du col fémoral, parfaitement visualisé sur le cliché radiographique de la hanche de face (flèche), a été responsable d'une fracture du col à la sixième semaine postopératoire lors de la reprise de l'appui complet [63].

2.3.5.2. Relargage ionique

Un relargage de particules ioniques, secondaire à la corrosion, est systématique (environ $6,7 \times 10^{12}$ à $2,5 \times 10^{13}$ particules par an de diamètre inférieur à 50 nm) après toute implantation d'un couple métal-métal quelque soit son diamètre. Les ions métalliques vont disséminer dans le système sanguin avant d'être excrétés dans les urines. Le faible diamètre des ions explique que leur dissémination affecte de nombreux sites (systèmes lymphatique, vasculaire, hépatique. . .). Localement au niveau des tissus périprothétiques, contrairement à l'activation macrophagique induite par les grosses particules de polyéthylène, les débris métalliques sont à l'origine d'une réaction immunologique par hypersensibilité (infiltrat périvasculaire lymphocytaire) pouvant être responsable d'une ostéolyse. Afin d'observer un taux d'ions le plus faible possible, il faut s'assurer que les propriétés tribologiques du couple de frottement

métal-métal comportent certaines propriétés : coefficient de dureté élevé, faible rugosité afin de favoriser une lubrification continue et de minimiser l'usure, haute teneur en carbone, parceque l'alliage à forte teneur en carbone (0,20—0,25 %) présentait une usure nettement plus faible que l'alliage à faible teneur en carbone [63].

2.3.6. Prothèse de resurfaçage de hanche vs Prothèse totale de hanche

Ci dessous un tableau comparatif tiré de ce qui a été traité dans ce chapitre entre les deux prothèses de resurfaçage de hanche et totale de hanche (tableau 2.1).

Tableau 2.1: Points positifs de l'implant de resurfaçage de hanche par rapport à la prothèse totale de hanche.

Prothèse de resurfaçage de hanche	Prothèse totale de hanche
<ul style="list-style-type: none"> ➤ Taux de luxation très faible. ➤ Les amplitudes articulaires préopératoire et postopératoire sont proches. ➤ La préservation du stock osseux fémoral. ➤ Meilleur transfert des contraintes au niveau du fémur proximal. ➤ En cas d'échec d'un resurfaçage de hanche, la reprise chirurgicale s'avère relativement facile. ➤ Reprise des sports à impact possible. ➤ Prothèse Recommandée pour les patients jeunes et/ou actifs. 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Risque de micro-séparation ou de subluxation. ➤ Arc de mobilité limité par rapport au resurfaçage de la hanche. ➤ Plus de capital osseux sacrifié. ➤ Grande diminution de la densité osseuse fémorale proximale et acétabulaire donc un volume de contrainte (<i>stress-shielding</i>) fémoral est fréquent. ➤ Révision nécessite une destruction osseuse importante. ➤ L'introduction d'une tige dans le fémur rend la reprise des activités sportives à impact très difficile et déconseillée par les chirurgiens. ➤ Donne d'excellents résultats chez les patients âgés de plus de 70 ans.

2.4. Causes de l'endommagement de la prothèse coxo-fémorale

Malgré les progrès des dernières décennies sur la biocompatibilité et l'amélioration des propriétés mécaniques et tribologiques des prothèses totales de la hanche, il existe encore aujourd'hui des problèmes liés aux matériaux tels que la production des débris d'usure, la libération d'ions métalliques, la résistance à la fatigue, le frottement et fretting corrosion. Le choix du chirurgien et la morphologie du patient sont deux facteurs qui jouent un rôle important dans la résistance des matériaux qui constituent les prothèses totales de la hanche [25].

2.4.1. Facteurs biologiques : débris d'usure

Les débris d'usure sont la cause principale d'échec des prothèses totales de la hanche. Le frottement entre la tête et la cupule d'une prothèse totale de la hanche est responsable de l'endommagement des surfaces frottantes et de la formation de débris d'usure. La migration de ces débris de la zone de contact vers les tissus osseux conduit à une réaction inflammatoire dévastatrice pour le support osseux. Les débris d'usure produits par les surfaces frottantes entrent dans les tissus et sont phagocytés par des macrophages. L'action de la phagocytose stimule les macrophages à produire des cytokines inflammatoires et d'autres intermédiaires de l'inflammation qui conduisent à la résorption osseuse et au probable descellement de la prothèse. Cette réaction dépend essentiellement de la nature des débris (polymère, métal, céramique), de leur abondance et de leur taille. Le volume et la morphologie des débris d'usure déterminent la réponse du corps et la fiabilité de la fixation de l'implant. La production de débris d'usure dépend de plusieurs facteurs : diamètre de la tête, position de l'implant, chargement, stérilisation et épaisseur de la cupule (ces deux derniers si la cupule est en UHMWPE) [25].

Les particules d'usure retrouvées *in vivo* lors de reprises de prothèses totales de la hanche sont de l'ordre du micromètre et peuvent être de taille et de forme différentes, selon la nature du matériau constitutif de la tête prothétique et de la cupule, les sollicitations mécaniques, l'état de surface des surfaces frottantes ainsi que le mode d'usure [64]. La production de débris d'usure est l'inconvénient majeur des PTH à long terme. Pour un couple métal/UHMWPE la plupart des débris sont des débris de UHMWPE entre 200 μm et 10 nm. La taille des particules de UHMWPE retrouvées dans les tissus péri-prothétiques est le plus souvent inférieure au micromètre (0,5 μm en moyenne) [65].

2.4.2. Problèmes liés à la rupture des implants

Au niveau des mécanismes d'endommagement, l'examen des pièces (prothèses) ayant fonctionné révèle la présence de glissements, de rayures, de fissures et même de ruptures résultant de l'usure adhésive, de l'usure abrasive (libération de particules...) et de la fatigue-corrosion ou la corrosion sous contrainte. La présence de fissures observées sur les implants orthopédiques peut résulter d'un chargement physiologique répétitif (figure 2.12). Des expériences en laboratoire ont montré que ces fissures synoviales sont dues à la corrosion sous contraintes. Des défauts de surface (rayures de fabrication ou provoquées en cours d'implantation...) peuvent aussi être à l'origine de l'amorçage et de la propagation de ces fissures avant la rupture brutale [66].

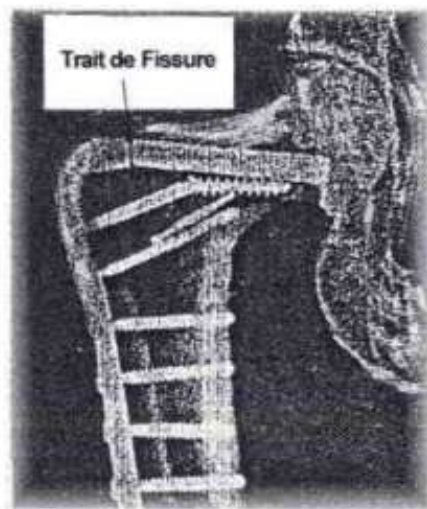


Figure 2.12 Exemple de cas de rupture par fatigue sur plaque d'ostéosynthèse [66].

2.4.3 Autres facteurs

Les contraintes qui s'exercent sur la tête et la cupule dépendent de nombreux facteurs :

1. Positionnement de la cupule : lorsque le centre de rotation de la prothèse est anormal c'est-à-dire en position haute et/ou latéralisée, les contraintes subies par la cupule sont élevées et exposent au descellement [25].
2. Inclinaison de la cupule : la verticalisation de la cupule réduit la surface portante et entraîne un pic de contraintes nocif à la tenue de l'implant. A l'opposé, une horizontalisation trop importante entraîne une couverture insuffisante de la cupule par l'acetabulum et par conséquent, une diminution de la zone de soutien osseuse [25].
3. Taille et épaisseur de la cupule : si la cupule est en UHMWPE, pour une cotyle donnée, la cupule la plus épaisse diminue le fluage d'UHMWPE. Elle autorise une

meilleure répartition des contraintes et donc une moindre sollicitation de l'interface os-ciment [67].

4. Taille de la tête : pour tenter de réduire le couple de frottement et l'usure, il faut prendre en compte la taille de la tête prothétique. Ainsi, le choix du diamètre de la tête fémorale se fonde sur la notion de stabilité et de couple de frottement. Pour les têtes de 22,2 mm de diamètre, il est dit que le faible diamètre permet non seulement d'augmenter l'épaisseur de la cupule mais de diminuer le couple de frottement et, de ce fait, les sollicitations exercées au niveau de l'interface os-ciment. Cette théorie du "bas frottement" repose sur le fait que pour une même angulation le balayage décrit par une sphère de petit diamètre est très nettement inférieur à celui exercé par une sphère de plus gros diamètre [67].

Finalement les matériaux qui constituent la tige ont aussi un rôle important dans la stabilité de la prothèse. Ils doivent être choisis en raison de leur module d'élasticité qui reste toujours trop éloigné de celui de l'os. Qu'il s'agisse du titane cinq fois plus rigide que l'os, de l'acier ou des alliages de chrome-cobalt dont les modules d'Young sont dix fois plus élevés que l'os cortical et cinquante fois plus que celui de l'os spongieux, il y aura toujours un compromis entre l'élasticité et la résistance du matériau sélectionné. Les aciers inoxydables et les alliages de cobalt - chrome utilisés depuis de nombreuses années se caractérisent par une grande dureté et une meilleure résistance à la fatigue. Les alliages à base de titane sont peu sensibles à la corrosion mais sont plus fragiles. Ils résistent mal aux frottements et peuvent libérer des particules métalliques agressives qui peuvent déclencher une réaction inflammatoire et finalement le descellement de la prothèse [67].

La durée de vie d'une prothèse totale de la hanche dépend finalement de plusieurs variables telles que la technique chirurgicale, les matériaux et le dessin de prothèse [68].

2.5. Conclusion

On a passé en revue des généralités sur l'articulation de la hanche, en passant par son anatomie, sa mobilité et les forces appliquées sur cette dernière. On a aussi essayé à travers ce chapitre de définir le cycle de Gait et les différentes activités de la marche qui ont un haut impact sur l'articulation coxo fémorale. Les différents facteurs qui causent l'endommagement de la prothèse de la hanche ont été traité. Nous avons donné un aperçu assez détaillé sur la prothèse de resurfaçage de la hanche, sur ses avantages et sur ses inconvénients. Et à travers une comparaison entre les deux prothèses totales et de resurfaçage, on a déduit que la prothèse de resurfaçage de hanche constitue une alternative séduisante à la prothèse totale de hanche pour une population de patients jeunes et actifs, désirant notamment reprendre une activité physique et/ou sportive. L'absence de luxation, la préservation osseuse, l'absence de restriction sont autant d'avantages indéniables.

La résistance du matériau à la fatigue et à d'autres facteurs qui conduisent l'implant à l'endommagement, a un impact direct sur la durée de vie de la prothèse de la hanche. Et comme information acquise du premier chapitre, les matériaux composites sont les meilleurs candidats pour la conception de ce type de prothèses. Ce qui nous a incité à faire une recherche approfondie sur ce type de matériau pour optimiser l'arthroplastie de la hanche. C'est l'objectif du prochain chapitre.

Chapitre3 :
Les matériaux composites

3. Les matériaux composites

3.1. Introduction

Les matériaux composites à matrice polymérique sont apparus comme des candidats puissants pour remplacer les métaux et les céramiques dans de nombreux contextes, y compris récemment pour des applications biomédicales. Les biomatériaux, sous forme de systèmes matriciels et renforcés (fibres et particules), ont été synthétisés pour contrôler les propriétés spécifiques des matériaux pour imiter l'environnement des tissus vivants. Dans ce chapitre nous présenterons des généralités sur les matériaux composites, nous allons voir aussi leurs définitions, les constituants de ces matériaux et leurs structures, leurs avantages et inconvénients. Et enfin nous présenterons leurs applications dans le secteur médical sous toutes leurs formes.

3.2. Définition

Un matériau composite est constitué de différentes phases nommées renforts et matrice. Lorsque le matériau composite est non endommagé, les renforts et la matrice sont parfaitement liés et il ne peut pas y avoir ni glissement ni séparation entre les différentes phases. Les renforts se présentent sous forme de fibres continues ou discontinues. Le rôle du renfort est d'assurer la fonction de résistance mécanique aux efforts. La matrice assure quant à elle la cohésion entre les renforts de manière à répartir les sollicitations mécaniques. L'arrangement des fibres, leur orientation permettent de renforcer les propriétés mécaniques de la structure [69]. Pour cela, un agent de liaison, appelé interface, est nécessaire (figure3.1). Des charges et des additifs peuvent être ajoutés au composite sous forme d'éléments fragmentaires, de poudres ou liquide, afin de modifier une propriété de la matière à laquelle on l'ajoute (par exemple la tenue aux chocs, la résistance aux UV.....) [70].

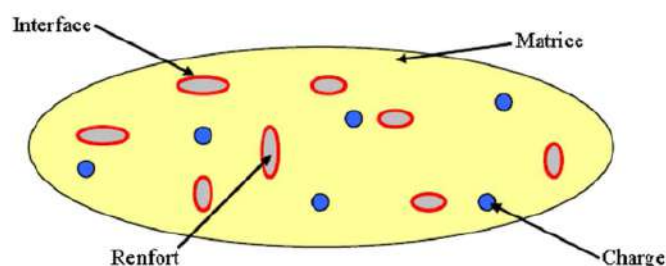


Figure 3.1 Représentation schématique d'un matériau composite [70].

3.3. Les constituants

Nous présentons les différents types de matrices et renforts classiquement employés dans l'industrie. Les propriétés mécaniques de l'interface entre fibres et matrice sont très

importantes dans la réalisation d'une structure composite. En effet, il ne doit y avoir ni glissement ni séparation entre les différentes phases de la structure pour obtenir de bonnes caractéristiques mécaniques élastiques.

3.3.1. Matrices

Dans un grand nombre de cas, la matrice constituant le matériau composite est une résine polymère. Les résines polymères existent en grand nombre et chacune à un domaine particulier d'utilisation. Dans les applications où une tenue de la structure aux très hautes températures est requise, des matériaux composites à matrice métallique, céramique ou carbone sont utilisés. La classification des types de matrices couramment rencontrées est donnée sur la figure 3.2 [69].

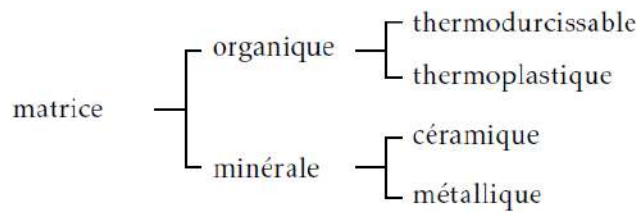


Figure 3.2 Types de matrice [69].

- **Résines thermodurcissables** Les résines thermodurcissables ont des propriétés mécaniques élevées. Ces résines ne peuvent être mises en forme qu'une seule fois. Les résines polyesters insaturées, les résines de condensation (phénoliques, amioplastes, furaniques) et les résines époxy sont des résines thermodurcissables.
- **Résines thermoplastiques** Les résines thermoplastiques ont des propriétés mécaniques faibles. Ces résines sont solides et nécessitent une transformation à très haute température. Les polychlorures de vinyle (PVC), les polyéthylènes, polypropylène, polystyrène, polycarbonate polyamide sont quelques exemples de ces résines thermoplastiques.

3.3.2. Renforts

Les renforts assurent les propriétés mécaniques du matériau composite et un grand nombre de fibres sont disponibles sur le marché en fonction des coûts de revient recherchés pour la structure réalisée. Les renforts constitués de fibres se présentent sous les formes suivantes : linéique (fils, mèches), tissus surfaciques (tissus, mats), multidirectionnelle (tresse, tissus complexes, tissage tri directionnel ou plus). La classification des types de renforts couramment rencontrés est indiquée sur la figure 3.3 [69].

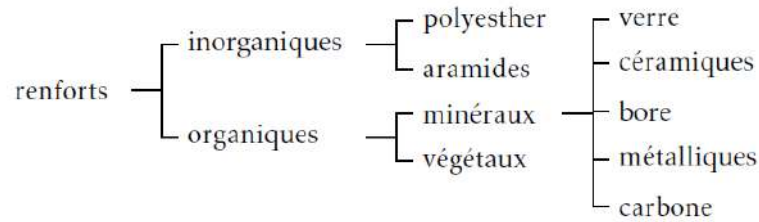


Figure 3.3 Types de renfort [68]

Fibres de carbone

Les fibres de carbone ont de très fortes propriétés mécaniques et sont élaborées à partir d'un polymère de base, appelé précurseur. Actuellement, les fibres *précurseurs* utilisées sont des *fibres acryliques* élaborées à partir du polyacrylonitrile (PAN). La qualité des fibres de carbone finales dépend fortement des qualités du précurseur. Le principe d'élaboration est de faire subir aux fibres acryliques une décomposition thermique sans fusion des fibres aboutissant à une graphitisation. Le brai qui est un résidu de raffinerie issu du pétrole ou de la houille est également utilisé pour produire des fibres de carbone. Quelques exemples de fibres de carbone classiquement rencontrées : T300, T800, MR40, TR50, IM6, IM7, GY, M55J.

3.3.3. Le rôle des interfaces

Les composites étant des matériaux hétérogènes, ils possèdent des interfaces, c'est-à-dire des surfaces de contact entre la matrice et le renfort. Tant que le composite est intact, les deux constituants adhèrent parfaitement l'un à l'autre, et l'interface ne joue donc aucun rôle particulier. Cependant, l'interface joue un rôle important lorsque le composite subit des dégradations mécaniques et commence à se fissurer suite à une surcharge, à la fatigue...

En effet, les interfaces ont la propriété de dévier les fissures : lorsqu'une fissure se propage dans la matrice et atteint l'interface (figure 3.4 a), elle ne traverse généralement pas cette dernière et les renforts ne sont donc pas endommagés. Au lieu de cela, la fissure change de direction et suit l'interface (figure 3.4 b). En d'autres termes, au lieu d'une rupture brutale, on observe plutôt une décohésion, c'est-à-dire un décollement progressif entre les renforts et la matrice. L'interface joue donc le rôle de fusible et rend les composites plus ductiles et plus tenaces, c'est-à-dire plus résistants à la rupture, que leurs constituants élémentaires [71].

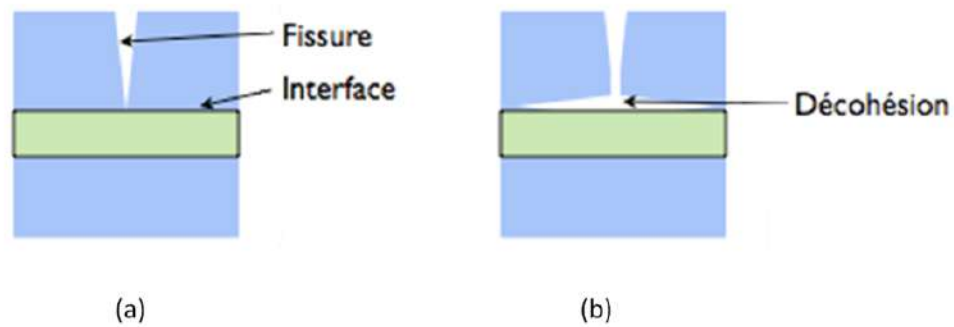


Figure 3.4 Le rôle de l'interface sur la ténacité des composites :

Lorsqu'une fissure atteint l'interface (a), elle est déviée (b).

Au lieu d'une rupture brutale, on observe donc une décohésion progressive des constituants [71].

3.4. Architecture du composite : [72]

Les structures des matériaux composites peuvent être classées en trois types :

- Les monocouches
- Les stratifiées
- Les sandwichs

3.4.1. Les monocouches

Le composite monocouche (couche élémentaire ou strate) correspond à l'unité élémentaire d'épaisseur, elle est constituée d'un ou plusieurs plis identiques (tissé, unidirectionnel, mats,) assemblés sans aucune orientation. Un pli est un semi produit de composites (fibres+matrice) présenté sous forme quasi-bidimensionnelle, feuille d'épaisseur faible (≈ 0.125 mm). On distingue, le pli unidirectionnel (Le renfort est à structure unidirectionnel), le pli tissé (Le renfort est à structure orienté) et le pli mat (Le renfort est à structure aléatoire). La superposition de la monocouche dans l'ordre du plan de drapage va constituer le stratifié (figure 3.6).

3.4.2. Les sandwichs

Les sandwichs sont des matériaux possédant deux peaux de grande rigidité et de faible épaisseur renfermant un cœur (âme) de forte épaisseur et de faible résistance (figure 3.5). L'ensemble forme une structure d'une grande légèreté. Le matériau sandwich possède une bonne résistance à la flexion et est un excellent isolant thermique.

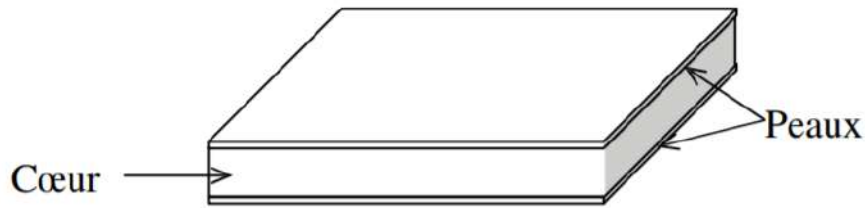


Figure 3.5 Composite sandwich [72].

3.4.3. Les stratifiés

Le stratifié est l'assemblage, grâce à une matrice, de plusieurs plis orientés suivant un ordre de drapage (figure 3.6). Le drapage des plis par rapport à un référentiel donné, permet d'obtenir un matériau dont les performances globales sont optimisées, vis-à-vis d'un besoin spécifique, par rapport à celles de ses constituants élémentaires. A partir des propriétés des constituants (fibre, matrice) à l'échelle microscopique, la loi des mélanges et la théorie classique des stratifiés permettent d'estimer les propriétés méso scopiques (pli élémentaire) et macroscopiques (stratifié) [74]. La figure 3.7 montre un exemple de plan de drapage d'un stratifié.

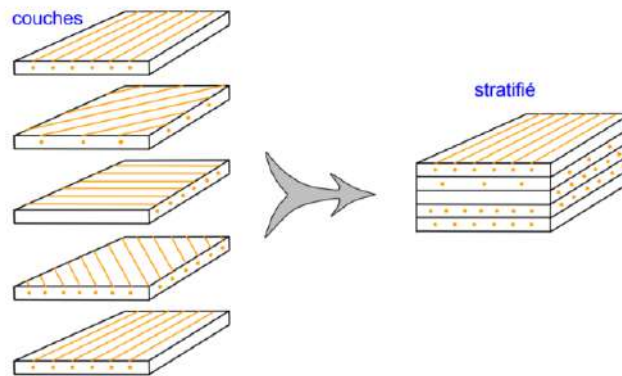


Figure 3.6 Constitution d'un stratifié [73].

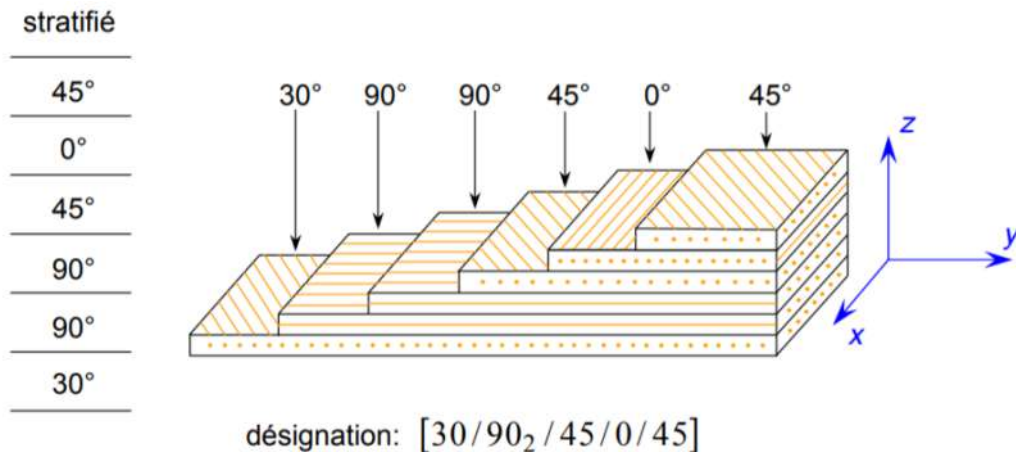


Figure 3.7 Désignation d'un stratifié [73].

Les stratifiés peuvent être de trois types :

1. *Equilibrés* : le stratifié contient autant de couches orientées suivant la direction $+\theta$ que de couches suivant la direction $-\theta$,
2. *symétriques* : les couches du stratifié sont disposées symétriquement par rapport à un plan moyen (miroir),
3. *orthogonaux* : le stratifié comporte autant de couches à 0° que de couches à 90° .
Lorsque la symétrie miroir est réalisée, elle entraîne la symétrie des contraintes et empêche ainsi l'apparition des déformations d'ensembles de la pièce.

L'avantage que présentent les composites stratifiés est de permettre de créer des matériaux aux propriétés mécaniques orientées de manière optimale afin de mieux répondre aux sollicitations de la structure [72].

3.5. Les composites dans le secteur médical

3.5.1. Technologies utilisées et émergentes

Les applications des composites aux secteurs médical et de la sécurité sont très récentes et concernent très peu les solutions traditionnelles (résine polyester et fibres de verre), mais plutôt les composites :

- à matrice époxyet fibres de carbone, ou d'aramide
- à matrice thermoplastique (**polyamide 12 ou autre**) et fibres longues de verre, d'aramide ou de carbone.

Les applications médicales des composites sont réservées aux **composites** « **hauteperformances** » et font appel à des procédés encore peu industrialisés :

- L'enroulement filamentaire,
- La réalisation de préimprégnés thermoplastiques associée à des procédés d'estampage [74].

3.5.2. Avantages des composites

L'utilisation des composites permet d'augmenter la fiabilité et la précision des instruments grâce à :

- Une meilleure résistance aux chocs,
- Une grande rigidité pour les instruments chirurgicaux de précision (guides de perçage auparavant en Inox, prothèses),
- Une bonne résistance à la corrosion (prothèses, brancards).

La réalisation en composites des bouteilles d'oxygène pour l'assistance respiratoire autorise une augmentation de capacité grâce à :

- Leur allègement par rapport aux bouteilles traditionnelles en alliages, ce qui permet de ménager la fatigue des intervenants (pompiers - une bouteille en composite pèse 3 kg contre 10 kg pour une bouteille de même volume en acier) et, à masse égale, de doubler la capacité de stockage.
- Une meilleure tenue à la pression, autorisant des pressions de stockage de 700 bars contre 400 avec des alliages.

La transparence aux ondes électromagnétiques peut également justifier l'emploi de matériaux composites dans certaines applications (rayons X) : tables de scanner (au Japon) [74].

3.5.3. Inconvénients des composites

Le médical reste attaché à l'utilisation des aciers spéciaux dont le prix reste bien au-dessous de celui des composites HP. La généralisation de l'utilisation des composites pour des applications médicales ou de sécurité est freinée par le coût des pièces en composites comparé à celui des solutions traditionnelles.

Les équipements médicaux, à l'inverse de l'aéronautique, représentent un secteur d'application dans lequel l'adoption de solutions en matériaux composites est récente [74].

3.5.4. Exigences imposées pour l'implantation des composites dans l'organisme

- Une biocompatibilité intrinsèque des constituants du composite qui ne provoque de rejet de la part de l'organe receveur de l'implant.
- Une stabilité chimique des constituants qui rend le composite résistant à l'agressivité physiologique.
- Une porosité naturelle communicante de la structure du matériau qui autorise une colonisation dans la masse de la prothèse par les tissus biologiques environnants.
- Une flexibilité structurale des composites qui s'harmonise avec l'élasticité de l'os receveur dans le cas des implantations orthopédiques.
- Une endurance inégale en fatigue, critère primordial pour tenir aux sollicitations alternées de plus de dix millions de cycles que le patient peut subir durant la vie courante [75].

3.6. Applications des biocomposites

Il existe diverses raisons d'utiliser des composites dans des applications biomédicales, et pour cela un large éventail de composites a été développé. La première raison est que les propriétés biologiques du composite peuvent être adaptées pour optimiser la réponse biologique à la présence de l'implant, permettant ainsi au corps de créer une interface

biologique puissante pour entourer et intégrer l'implant. La deuxième raison concerne uniquement les composites dégradables qui, à mesure que les implants se dégradent, permettent le transfert progressif de la charge de l'implant dans le tissu naturel. Lorsque nous considérons les exigences spécifiques relatives aux composites de remplacement des tissus durs ou d'augmentation, la rigidité du dispositif doit être similaire à celle de l'os et aucun matériau monolithique ne doit présenter une rigidité proche de celle de l'os cortical. En outre, dans la plupart des cas, la résistance du dispositif doit être supérieure à celle de l'os qu'il remplace ou augmente, ainsi, en cas d'échec, c'est l'os qui peut ensuite se réparer. Enfin, l'implant devrait être bioactif sur l'os, ce qui encouragerait le dépôt d'os sur l'appareil. Si le dispositif est également dégradable, les produits de dégradation doivent être non toxiques et il serait bénéfique de libérer des produits qui accélèrent la guérison des os. Compte tenu de ces exigences et malgré le grand nombre de matériaux composites en développement et en cours d'évaluation *in vitro* et *in vivo*, il n'est probablement pas surprenant de constater que seuls quelques matériaux composites ont été signalés comme étant utilisés en clinique [76].

3.6.1. Applications de biocomposites dans les tissus durs

Les tissus durs tels que le remplacement et l'augmentation osseuses.

3.6.1.1. Applications maxillo-faciales

La région maxillo-faciale a été la première application de nombreux matériaux en raison des exigences mécaniques moins élevées par rapport à la plupart des autres applications squelettiques.

Törmälä et ses collègues de l'université de technologie de Tampere en Finlande ont mis au point une série d'implants de tiges, vis et plaques en polylactide auto-renforcé dégradable (SR-PLLA) [77], qui ont été commercialisés. Les tiges et les vis ont été fabriquées par moulage par compression de fibres alignées en PLLA. L'utilisation des vis SR-PLLA a été étendue aux fractures de l'os spongieux du col fémoral et de la malléole latérale de la fibula. Les plaques ont été fabriquées en extrudant le matériau pour en faire une plaque. Ces plaques ont été embouties et les feuilles minces ont ensuite été découpées et moulées ensemble pour donner des plaques de 0,5 mm d'épaisseur et de 12 mm par 40 mm de surface. Ces implants ont été initialement utilisés en chirurgie cranio-faciale comme quatre plaques de 0,5 mm d'épaisseur qui sont vissées une fois que chaque plaque a été pliée dans la forme requise. Les plaques individuelles peuvent être pliées facilement, mais une fois que les quatre plaques ont été vissées, elles ont la rigidité et la résistance requises pour les applications cliniques. (Figure 3.8) [76].

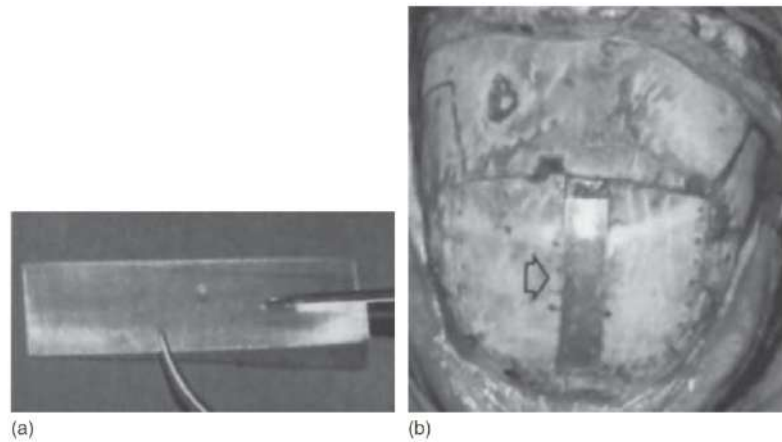


Figure 3.8 (a) Une des plaques PLLA auto-renforcées de 0,5 mm d'épaisseur (b) la réparation des défauts osseux du crâne d'un patient atteint de trigonocéphalie traitée par cranioplastie [76].

3.6.1.2. Applications dentaires

Comme dans de nombreuses autres activités dans le domaine des biomatériaux, les applications dentaires sont à la base des utilisations chirurgicales des biomatériaux. Les principales utilisations dentaires de biocomposites, en tant que matériaux de scellement des dents pour remplacer l'amalgame dentaire. Cependant, des composites implantables ont été utilisés comme supports pour le remplacement des dents afin de soutenir les dents naturelles ou artificielles ou sur le côté de la langue des dents afin de soutenir, de façon temporaire ou permanente, une dent dont l'ancrage a été affaibli [78]. Les auteurs disent qu'ils ont obtenu une guérison rapide avec un inconfort minime, ce qui semble surprenant compte tenu de leur affirmation selon laquelle le composite « est un matériau implantaire modérément irritant ». Leur étude de 15 patients a également révélé une perte osseuse minime avec une rétention de la hauteur de la crête alvéolaire. Ils font remarquer que l'utilisation d'un matériau de module inférieur à celui de l'os produit un meilleur transfert de charge de l'implant à l'os de soutien.

3.6.1.3. Applications squelettiques axiales

Le premier dispositif composite à avoir atteint une application clinique squelettique axiale était une plaque de fixation de fracture en composite en résine époxy renforcées de fibres de carbone. Cliniquement, les patients utilisaient leurs bras plus tôt que ceux traités avec des implants métalliques (figure 3.9) [79].

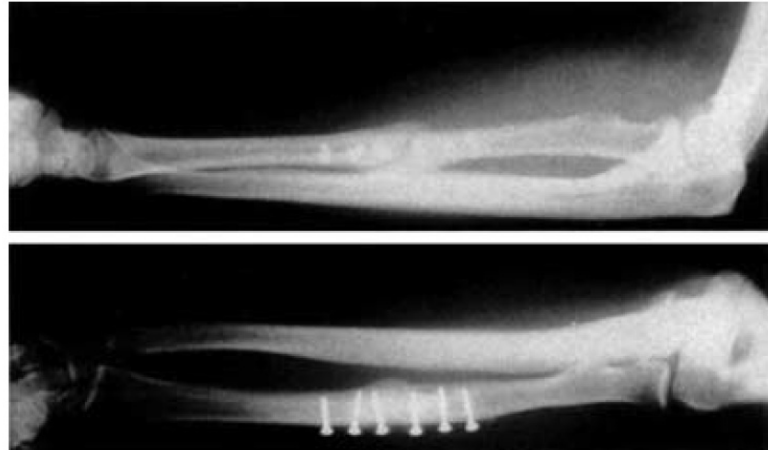


Figure 3.9 Réponse clinique à des plaques de fixation de fracture en résine époxy renforcées de fibres de carbone dans l'avant-bras montrant la « cicatrisation par le cal soudé » dans 70% des cas » [79].

3.6.2. Applications de biocomposites sur les tissus mous

La survenue d'événements traumatiques (accidentels ou chirurgicaux) dans les tissus mous tels que les tendons et le disque intervertébral, entraîne la perte de leurs propriétés architecturales, biochimiques, cellulaires et homéostatiques [80]. Ces dommages se produisent principalement dans le réseau polymérique composite dans lequel résident les cellules, la matrice extracellulaire (MEC).

3.6.2.1. Composite Naturel des matrices extracellulaires des tissus mous

Les biomacromolécules qui confèrent un caractère composite au maillage ECM des tissus mous [76].

- **La Fibrine** : en raison de son rôle important dans la réparation des tissus, la fibrine a été la cible de nombreux scientifiques spécialistes des matériaux et des produits commerciaux connus sous le nom de colles à la fibrine ont été mis à la disposition des chirurgiens [76].
- **Glycosaminoglycanes (GAG) et protéoglycanes (PGN)** : Le rôle des GAG et du PGN dans de nombreux processus biologiques est la défense de l'hôte, la cicatrisation des plaies, l'inflammation et la fibrose. Les GAG tels que l'héparane sulfate et l'hyaluronane sont des glucides linéaires qui participent à la fois au développement, au remodelage et à la cicatrisation des tissus. Le PGN sulfaté contrôle la différenciation des cellules endocrines du pancréas telles que les cellules bêta [76].
- **Le Collagène** : Le collagène est la protéine structurelle la plus abondante et constitue la pierre angulaire de la plupart des MEC du tissu conjonctif. Cette protéine est caractérisée par une séquence répétée d'acides aminés dans laquelle l'hydroxyproline assure le repliement des fibres en une triple hélice. Les fibrilles de collagène sont

ensuite assemblées dans des structures supramoléculaires de plus en plus complexes (fibres, faisceaux, fascicules, mailles) pour fournir l'échafaudage des tissus mous et durs [81].

- **La Fibronectine** : c'est une protéine présente dans les tissus conjonctifs et dans le sang (fibronectine froide). Cette protéine est bien connue pour favoriser l'adhésion cellulaire et est particulièrement abondante dans la membrane basale [82].
- **L'Élastine** : c'est une protéine qui joue un rôle clé dans la résilience de la peau humaine. Des fibres d'élastine de différentes longueurs et de différentes distributions s'accumulent dans le compartiment dermique [83].
- **Laminine** : est l'un des composants principaux de la membrane basale séparant les épithéliums et les endothéliums du tissu stromal sous-jacent. Cette molécule a d'importantes séquences d'acides aminés dans sa structure qui favorisent l'adhésion, la migration, la prolifération et la différenciation cellulaires [76].

3.6.2.2. Composites à base de biopolymères pour la réparation des tissus mous

Les biomatériaux biocomposites à base de polymères utilisés pour la réparation des tissus mous sont obtenus par la combinaison de biopolymères ECM et d'autres polymères naturels. La nécessité de reproduire les propriétés physicochimiques et bioactives spécifiques des tissus naturels a conduit à des études plus spécifiques dans lesquelles les biomatériaux composites ont été préparés en tenant compte des besoins des applications cliniques spécifiques [76]. Comme exemple la prothèse de ligament artificiel en composite (figure 3.10).

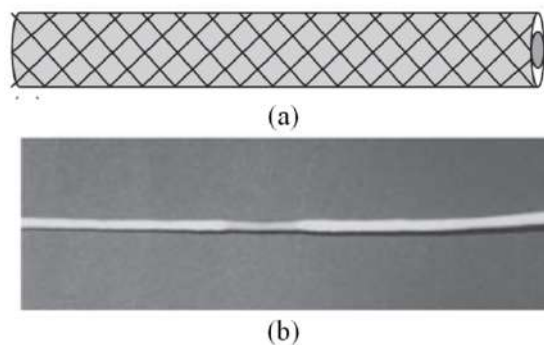


Figure 3.10 (a) Schéma d'une structure à enroulement filamentaire, (b) structure en composite sous la forme d'un tube ayant deux extrémités pour insérer la prothèse de ligament dans le tunnel osseux [76].

3.6.2.3. Propriétés de réparation des tissus mous de composites à base de matériaux synthétiques, hybrides et biomimétiques

Des efforts ont été déployés pour développer des biomatériaux composites synthétiques capables de reproduire les caractéristiques biochimiques et structurelles de la MEC. Des polymères synthétiques tels que les polymères d'acide polylactique et polyglycolique et de poly (ϵ -caprolactone), ont été utilisés en association entre eux ou avec d'autres biomatériaux naturels et synthétiques pour fournir des biomatériaux composites destinés à la réparation des tissus mous.

Dans le but de réduire le désaccord entre les propriétés mécaniques des implants et celles du tissu environnant, des composites nanostructurés à base d'alcool polyvinylique et de nanofibres de cellulose bactérienne ont été produits [84]. Des nanocomposites synthétiques ont également été obtenus par l'incorporation simultanée de nanotubes de carbone hautement dispersés (CNT) dans du polycarbonate uréthane (PCU) afin d'améliorer l'activité cellulaire [85].

3.6.3. Matériaux composites pour la réparation osseuse

Il existe une vaste gamme de matériaux composites destinés à être utilisés dans des applications osseuses. Celles-ci diffèrent par les composants choisis et par la manière dont ces composants sont assemblés et traités.

3.6.3.1. Choix des composants et considérations générales de conception

Lors de la sélection des composants d'un matériau composite, les exigences clés applicables à tout biomatériau doivent être remplies. Ainsi, les composants doivent être bio-acceptables, non immunogènes, non toxiques et stérilisables. Le polymère dans le composite doit avoir des propriétés thermiques permettant un traitement et des propriétés mécaniques proches de ceux du tissu natif qu'il doit remplacer, car la compatibilité mécanique entre le biocomposite et l'os favorisera la croissance osseuse dans et autour de l'implant [86]. Les minéraux de phosphate de calcium tels que l'Hydroxyapatite (HAP) et le phosphate tricalcique β (β -TCP) sont des choix évidents en tant que céramiques résorbables dans la réparation osseuse, étant donné que l'HAP domine la phase minérale dans l'os. Des études fondamentales et des applications cliniques ont démontré que les biomatériaux en phosphate de calcium sont biocompatibles et ostéoconducteurs [87]. Au cours de la fabrication du composite, une distribution uniforme des particules de HAP sur la surface de composites avec un pourcentage en volume élevé [88].

3.6.3.2. Échafaudages en composites

La fabrication de structures poreuses tridimensionnelles (3D) avec des architectures contrôlées et ajustables reste un défi important dans le domaine de l'ingénierie tissulaire et a fait l'objet de nombreuses revues [89]. En général, de tels échafaudages sont conçus pour améliorer le taux de réparation des tissus en fournissant une grande surface pour favoriser la vascularisation et en intégrant le tissu en régénération dans l'échafaudage. La capacité à former des modèles 3D de pores interconnectés d'une taille appropriée pour permettre la vascularisation et la pénétration de cellules ostéogènes est une exigence clé. Il a été proposé que des tailles de pores de $> 300 \mu\text{m}$ et des porosités maximales allant jusqu'à 90% conviennent mieux à la régénération réussie des os [90]. La grande majorité des échafaudages en composites rapportés pour la réparation osseuse contiennent de la HAP, du β -TCP ou des verres bioactifs comme phase de renforcement. Les croissances osseuses se développent très rapidement en raison de la macroporosité interconnectée du matériau (figure 3.11).

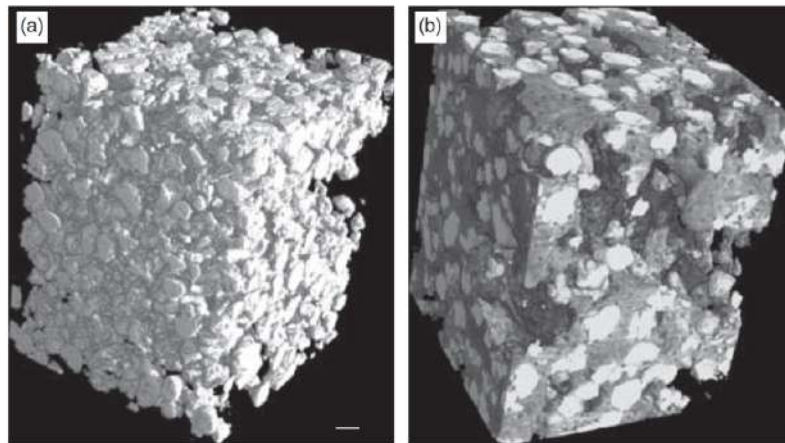


Figure 3.11 (a) Aspect général de l'échafaudage en composite avant implantation (b) Image de la croissance osseuse dans un défaut fémoral après 8 semaines d'implantation, le nouvel os apparaît en gris [76].

3.6.4. Matériaux composites pour prothèses de hanche

La fracture de la hanche représente un problème de santé majeur pour les personnes âgées. Les prothèses de hanche constituent le principal défi de la conception de biomatériaux pour répondre aux besoins des arthroplasties articulaires. Les charges subies par les membres inférieurs sont importantes. Les prothèses de hanche en composites, qui utilisent des polymères renforcés de fibres continues, jouent un rôle de plus en plus important dans le développement de prothèses.

3.6.4.2. Ciments osseux en composites

Les ciments osseux à base de poly (méthacrylate de méthyle) auto-polymérisant (PMMA) représentent les principaux biomatériaux synthétiques pour l'ancrage des composants prothétiques aux os. Ces ciments consistent en une phase solide en poudre constituée de (PMMA) ou d'un copolymère associé et d'une phase monomère liquide du méthacrylate de méthyle (MMA) [91]. La couche de ciment a pour tâche principale de résister et de transférer les charges entre les matériaux couplés naturels et synthétiques. Afin d'améliorer les propriétés des ciments osseux, la stratégie des composites a été étudiée [76].

La seule classe de matériaux composites pouvant être étudiés comme ciments osseux est le polymère renforcé par des particules ou des fibres courtes [92]. En utilisant cette approche, l'introduction d'une phase bioactive (par exemple, l'hydroxyapatite) dans la matrice de PMMA est suggérée afin d'améliorer la qualité de l'interface os-ciment [93], tandis que l'utilisation d'un composite de PMMA renforcé est proposée. Afin d'améliorer les propriétés mécaniques en vrac du ciment [94]. Des nanotubes de carbone multi parois [95] ont également été ajoutés avec des poids de 2 et 5% afin d'améliorer la résistance à la fatigue des ciments à base d'acrylique, des nano composites de dioxyde de silicium (SiO_2) [96] et des matériaux à changement de phase [97] ont été incorporés à la matrice de PMMA afin d'optimiser les propriétés et de contrôler le profit thermique lors de la prise exothermique du matériau.

3.6.4.2. Composants acétabulaires en composites

Les cupules prothétiques peuvent être vissées, ajustées à la presse ou cimentées aux cotyles. Le polyéthylène de masse molaire très élevée (UHMWPE) représente le matériau le plus utilisé pour la cupule acétabulaire. Ce choix polymérique a été principalement motivé par les propriétés tribologiques requises au niveau de l'articulation entre la cupule acétabulaire et la tête fémorale prothétique. L'inconvénient majeur de ce matériau est le relâchement aseptique lié aux débris d'usure provenant du gobelet en polyéthylène [98] et aux déformations de fluage du fait que la température de transition vitreuse de ce polymère est inférieure à la température corporelle. Dans le but de réduire l'usure du polyéthylène, des solutions de rechange pour la cinématique des roulements, telles que métal sur métal et céramique, sont à l'étude [99].

Le polyéthylène éther-cétone (PEEK) renforcé de fibre de carbone et le polyéthylène renforcé de fibre de Kevlar représentent la stratégie composite adoptée pour accroître les propriétés de résistance, d'usure et de fatigue des cupules acétabulaires. Il est reconnu que la présence d'une seconde phase, telle que des fibres, détermine une perte de mobilité des

chaînes amorphes polymères et, par conséquent, une diminution de la vitesse du volume libre de relaxation du PEEK [100].

Un problème critique des polymères renforcés au Kevlar est le décollement dû au déséquilibre des propriétés thermoélastiques entre fibre et matrice pendant le refroidissement dû aux températures de traitement [101]. Cependant, la résistance à l'usure du PEEK renforcé de fibres de carbone vis-à-vis des métaux et de la céramique est supérieure à celle de l'UHMWPE [102].

D'autre part, en utilisant la technologie de moulage par compression, des gobelets en polyéthylène renforcés avec un poids de 10 et 30% de fibres de Kevlar ont montré un module élastique plus proche de l'os (3,7 et 6,0 GPa, respectivement) et un comportement par frottement proche à celui du Polyéthylène de haute densité (HDPE) [103].

Le renforcement des résines des cupules acétabulaires en fibres de carbone a été utilisé sous forme de fibres longues et continues ainsi que de fibres courtes et coupées. Les composites obtenus contre les têtes en céramique présentaient des taux d'usure inférieurs à ceux en UHMWPE [104].

3.6.4.3. Tige de hanche composite

La tige prothétique est le composant de la hanche qui est relié au fémur. La tige s'insère dans le canal médullaire en passant par l'épiphyse du fémur. Ainsi, la tige se substitue principalement à l'os spongieux, occupe une partie du canal médullaire et remplace une partie des tissus de la tête du fémur. Il n'est pas surprenant que, quelle que soit la matière synthétique utilisée, cette prothèse modifie toujours le champ de contrainte biomécanique du fémur naturel. Cependant, l'utilisation d'une tige ajustée dans un canal reste la seule approche permettant de restaurer d'autres articulations humaines (par exemple le genou) ainsi que des couronnes dentaires. Traditionnellement, des métaux tels que l'acier inoxydable à haute résistance, les alliages forgés cobalt-chrome et l'alliage titane-aluminium-vanadium ont été utilisés pour la fabrication de tiges [104].

Le choix des matériaux métalliques repose principalement sur la résistance à la fatigue des métaux. Le matériau composant la tige de la hanche doit tenir compte des propriétés de l'os. Par rapport à l'os qui se caractérise par une capacité d'auto-réparation, les matériaux synthétiques subissent des dommages structuraux progressifs et localisés résultant du chargement cyclique. Par conséquent, la résistance à la fatigue de la tige synthétique doit être supérieure à la résistance de l'os. Parmi les matériaux monophasés, seuls les métaux satisfont à cette exigence. Cependant, ces matériaux sont beaucoup plus rigides que les os. Par conséquent, la grande différence de rigidité entre l'os et le métal provoque l'effet de protection

contre le stress shielding, entraînant une atrophie osseuse et un descellement aseptique à long terme. La réaction allergique est un autre inconvénient des métaux. Elle peut favoriser une intensification des phénomènes de corrosion incontrôlée [105].

Une libération d'ions plus spécifique peut provoquer des réactions tissulaires indésirables locales ainsi que des réponses allogènes [106,107]. Les polymères renforcés ou composites jouent un rôle de plus en plus important dans le développement de nouveaux matériaux pour tiges, car ils peuvent être conçus avec plus de précision que les structures monolithiques (matériaux monophasés), permettant ainsi de développer des substituts tissulaires plus efficaces.

Dans l'état actuel de la science et de la technologie des matériaux, le seul moyen possible de satisfaire les besoins biomécaniques et d'étendre les combinaisons de propriétés des matériaux repose sur la mise au point d'un composite polymère renforcé par des fibres de carbone continues. Les matériaux composites renforcés de fibres peuvent offrir une résistance similaire à celle des métaux et une plus grande flexibilité que les métaux.

Les propriétés mécaniques d'une prothèse de hanche composites (PHC) peuvent être adaptées au comportement mécanique des os [108]. Le polyétheréthercétone (PEEK) a une excellente stabilité mécanique mais nécessite des conditions de traitement critiques en raison de sa structure semi-cristalline sensible à la température. La polysulfone a montré des propriétés mécaniques plus faibles après saturation dans la solution de Ringer. La Polyéthylèneimine (PEI) a été considérée comme une matrice pour les composites renforcés de couches de fibres de verre et de carbone largables pour la conception de prothèses articulaires en composites présentant une stabilité et des propriétés mécaniques adéquates [109].

3.6.4.4. Technologies des tiges

Plusieurs technologies impliquant le renforcement continu de fibres ont été étudiées pour la fabrication de prothèses de hanche en composite. Le moulage par compression de couches de mat, le tressage de fibres et les approches de bobinage de filaments représentent les efforts principaux pour atteindre cet objectif. Ces technologies sont illustrées à la figure 3.12. Le moulage par compression est un processus en moule fermé. L'équipement est caractérisé par des surfaces d'outil composées de deux surfaces en acier trempé, rectifiées, polies et souvent chromées, constituant le profil externe de la tige de la hanche. Les matrices en métal appariées sont montées dans une presse hydraulique. Le chauffage des moules est réalisé à l'aide de radiateurs électriques, de conduites de vapeur ou d'huile chaude s'écoulant dans des cavités internes. Le temps de durcissement du chauffage dépend du thermodurcissable ou du thermoplastique utilisé (ordre de quelques minutes). Cette

technologie fournit un processus rapide et reproductible pour la fabrication de pièces en composites thermodurcissables et thermoplastiques. Les composites thermoplastiques, basés sur un renforcement continu de la fibre sous forme de mat, sont d'abord chauffés à la température de traitement dans un four à infrarouge ou à air chaud [110].

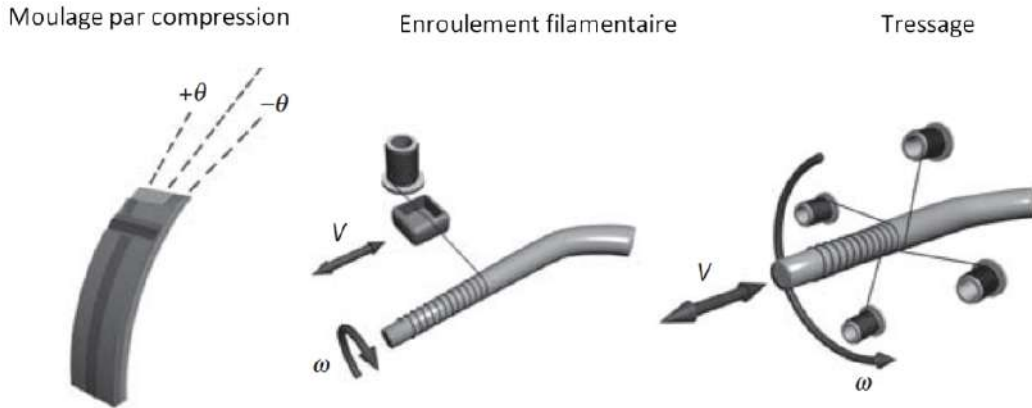


Figure 3.12 Technologies de base utilisées pour le prototypage de prothèses de hanche à fibres continues [76].

La charge est ensuite transférée sur l'outil de refroidissement et la compression entre les moules mâle et femelle oblige la résine et les fibres à remplir la cavité du moule. Dans d'autres cas, la résine plastique (qui peut être préchauffée) est chargée dans le moule par un ou plusieurs canaux. Lorsque les moules sont forcés les uns sur les autres, la pression et la chaleur appliquées forcent la résine à remplir la cavité du moule. Les pressions de moulage (ordre de centaines de bars) sont maintenues pendant que la matrice refroidit et se solidifie. Une fois la réticulation terminée, la pièce en composite est extraite du moule. L'utilisation du moulage par compression de composites renforcés de fibres thermoplastiques, de graphite époxy et de PEEK renforcé de fibres de carbone [111] et de couches de dépôt de PEI renforcé de fibres de verre et de verre [109] ont été transformés pour fabriquer des prototypes de prothèses de tige de hanche sur mesure.

L'enroulement filamentaire est un procédé de moulage ouvert pour matériaux composites, adapté à la production de structures composites symétriques axiales. Le renfort de fibres est enroulé en hélice sur un mandrin. En combinant respectivement la translation et les mouvements de rotation du chariot transversal et du mandrin, il est possible de fabriquer des dispositifs composites cylindriques aux propriétés mécaniques adaptées. L'angle d'enroulement et la teneur en fibres permettent une adaptation fine des propriétés élastiques du composite. Le renfort peut être alimenté par un bain de résine et le processus d'enroulement dépend fortement des caractéristiques de la résine car la viscosité de la matrice régule le frottement entre les fibres sous tension et la résine. Lorsque l'épaisseur de couches

conçue est atteinte, la polymérisation est effectuée (par exemple par chauffage ou rayonnement IR) et le mandrin peut être retiré. Le degré élevé d'orientation des fibres et la position externe du renfort produisent un composite à forte rigidité sous la forme de cylindres creux (c.-à-d. Des arbres).

La fabrication assistée par composite remplissant des procédures automatiques et une géométrie plus complexe peut être réalisée en utilisant plus d'un degré de liberté du mandrin et du chariot. Cette technique convient à la réplique d'analogues de tissus conjonctifs denses [112] et durs [113].

D'autre part, le processus de tressage est utile pour fabriquer des dispositifs quasi nets. Le système comprend une unité de stock de mandrin, une unité d'alimentation de mandrin et une unité de tressage. Le mandrin a la forme du noyau de la tige de hanche en composite et est fourni au tresseur. Le mandrin traverse les multiples unités de tresse et les fils sont entrelacés de la couche tressée du composite. Plusieurs couches de tissu peuvent être tressées les unes sur les autres pour produire l'épaisseur et les propriétés mécaniques souhaitées. Des prothèses de hanche à tige en composite ont également été réalisées en combinant la technologie du tressage et du moulage par injection. Les fibres de carbone enroulées obtenues par tresse sont déposées dans un moule ayant la forme négative de la prothèse de tige et du polyamide 12 est injecté [114]. La figure 3.13 montre deux prothèses de hanche renforcées par des fibres continues et réalisées en utilisant les approches de l'enroulement filamentaire et du moulage par compression.



Figure 3.13 Deux prothèses de hanche renforcées par des fibres continues réalisées à l'aide des approches de l'enroulement filamentaire (à gauche) et du moulage par compression (à droite) [76].

3.6.4.5. Test in vitro

Des essais expérimentaux sur des prothèses de hanche composites sont nécessaires pour évaluer la résistance et valider ou calibrer des modèles et des processus technologiques. La

connaissance appropriée de la biomécanique de la hanche est essentielle pour améliorer les traitements orthopédiques conçus pour résoudre la pathologie et le trouble spécifiques. Les approches numériques et expérimentales, utilisées ensemble et en parallèle, représentent un outil très puissant pour optimiser la fonction mécanique d'un dispositif synthétique. La stabilité à long terme des prothèses implantées est fortement liée au transfert de charges entre les implants et les os.

La résistance à la fatigue des prothèses de hanche est mesurée conformément aux normes ISO 7206-1 et ISO 7206-3 ou ASTM F1612-95. La figure 3.14 montre la mise en place d'un test de fatigue sur une prothèse de hanche. Ces normes sont également appropriées pour tester des implants de hanche métalliques. Le comportement d'une prothèse en composite de hanche doit être évalué conjointement avec l'os fémoral environnant. Le comportement en fatigue du manteau de ciment est également important lorsque des prothèses de hanche cimentées sont envisagées [115]. Des modèles synthétiques d'os longs tels que le fémur sont disponibles dans le commerce.



Figure 3.14 Mise en place d'un test de fatigue sur une prothèse de hanche [75].

Ils conviennent à certains types de tests biomécaniques [116]. Ils ont également été utilisés pour prédire la protection *stress-shielding* de l'os proximal dans la reconstruction totale de la hanche [117]. Ces modèles sont fabriqués en mousse d'époxy et de polyuréthane renforcé de fibre de verre (qui imitent respectivement la corticale et l'os spongieux). Des modèles synthétiques reproduisant l'anisotropie du tissu osseux peuvent également être obtenus par la méthode de l'enroulement filamentaire [113].

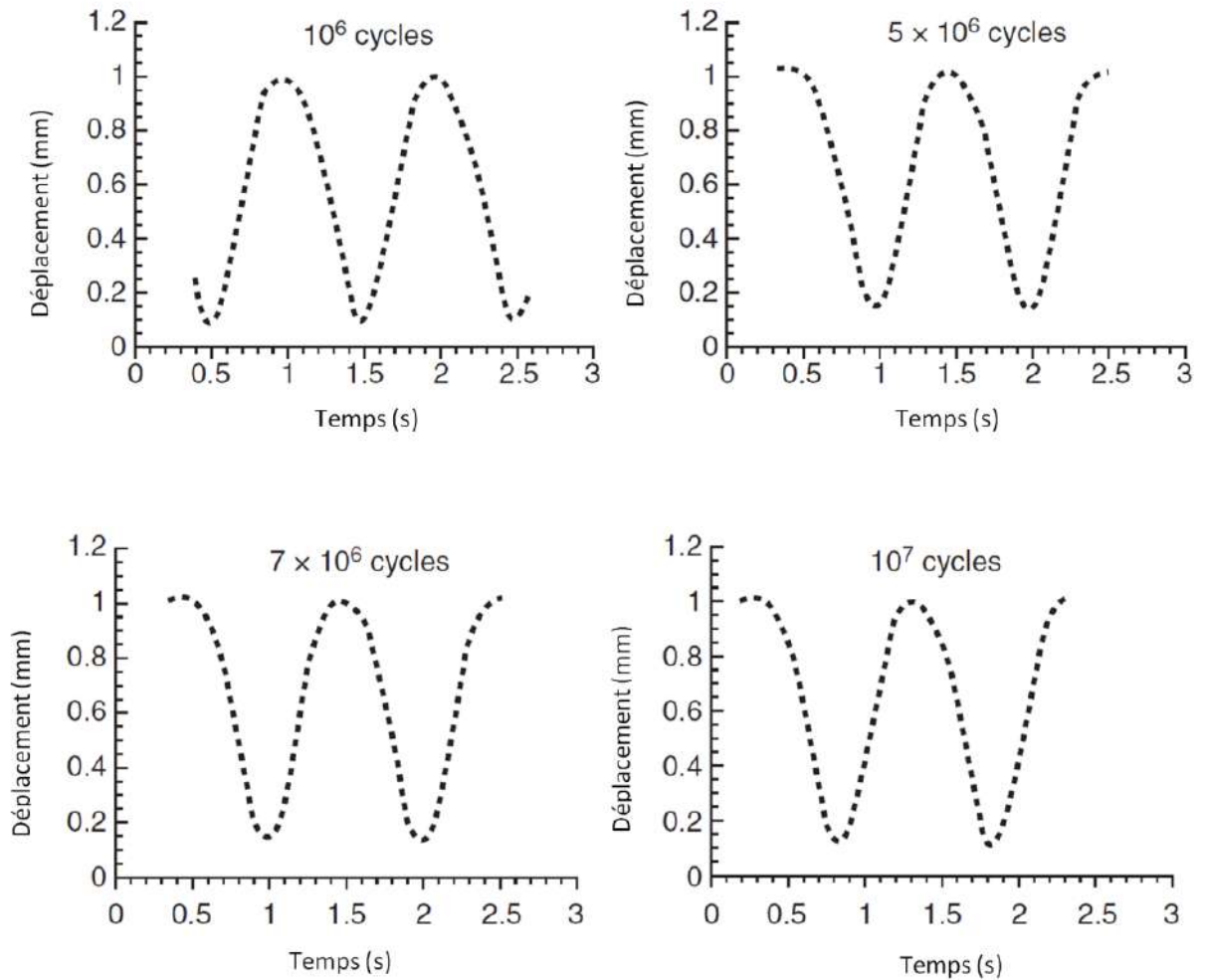


Figure 3.15 Comportement en fatigue de la prothèse de hanche en PEI renforcée de fibres de carbone et de verre. Déplacement vertical de la tête fémorale dans un intervalle de temps de 3 s après 1, 5, 7 et 10 millions de cycles [75].

Des essais numériques et expérimentaux sur des prothèses de hanche composites ont été réalisés sur une PEI renforcée de fibres de verre et de carbone, sur un implant composite unidirectionnel graphite AS4-PEEK [111]. Une prothèse en PEEK renforcée de fibres de carbone a également été étudiée conjointement avec un fémur renforcé de verre synthétique [118].

Cette approche est particulièrement indiquée pour étudier les effets de la cinématique et du mouvement entre la tête fémorale et la cupule acétabulaire [119].

La figure 3.15 montre le comportement en fatigue de la prothèse de hanche PEI renforcée de fibres de verre et de carbone, chargée entre 50 et 2000 N.

Le déplacement vertical de la tête fémorale a été mesuré après 1, 5, 7 et 10 millions de cycles ; cette prothèse composite était stable jusqu'à 10^7 cycles. La rigidité de la prothèse composite était de 2050 N mm^{-1} [75].

3.7. Conclusion

À travers ce chapitre, nous avons présenté l'architecture des matériaux composites, leur utilisation dans le secteur médical, leur application dans les tissus durs et mous, dans la réparation osseuse et pour la conception de la prothèse de hanche.

Il est nécessaire de dire que pratiquement tous les domaines de substitution, de réparation et de régénération conviennent à leur application. Seuls les matériaux composites permettent une telle flexibilité de conception, c'est la raison pour laquelle on a choisi ce type de matériau pour la conception de notre prothèse de resurfaçage de hanche. Et pour effectuer une analyse du comportement en fatigue de notre implant, il est impératif de connaître les lois de comportement de ce phénomène, et cela fait l'objet du prochain chapitre.

Chapitre 4 :
Lois de comportement en
fatigue des matériaux

4. Lois de comportement en fatigue des matériaux

4.1. Introduction

Un chargement dynamique de causes variables peut se traduire par des variations cycliques de contraintes. Malheureusement la ruine d'un nombre important de structures a été souvent observée et l'est encore aujourd'hui, elle peut, même parfois, être catastrophique. Il est à constater que les sollicitations dynamiques qui sont à l'origine de ces ruines sont beaucoup inférieures à la limite d'élasticité du matériau constituant la structure, c'est le phénomène de fatigue. Ce phénomène est caractérisé par l'apparition d'un défaut au niveau de la surface ou à l'intérieur de la pièce.

Pour bien comprendre ce phénomène, nous expliquerons dans ce chapitre la définition de la fatigue, la fissuration et l'endurance et les diagrammes représentatifs de la fatigue qui conduit à la rupture. Par la suite nous nous sommes focalisés sur l'endommagement par fatigue des matériaux destinées aux dispositifs médicaux, et finalement les mécanismes de rupture dans les matériaux composites.

4.2. Définition de la fatigue

Pour comprendre ce phénomène prenons un fil d'acier entre deux mains en le coudant dans un sens et puis dans l'autre sens, en faisant cela plusieurs fois jusqu'à la rupture (figure 4.1) [120].

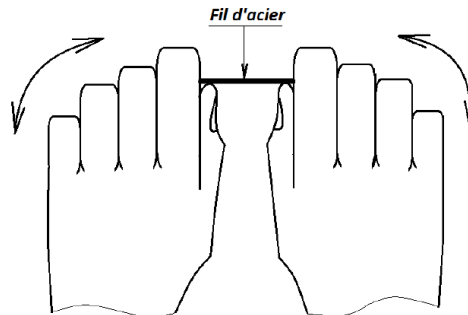


Figure 4.1 Rupture d'un fil d'acier sous l'effet d'une flexion cyclique aux mains [120].

Le fil est rompu après 10 à 15 cycles, analysons le problème (figure 4.2):

On assimile le fil d'acier à une poutre sur laquelle sont appliqués les efforts des deux mains, dans le premier sens la fibre AB est tirée (sens 1) contrainte positive, lorsqu'on inverse le chargement (sens 2) la fibre AB est comprimée et la contrainte est négative. En répétant plusieurs fois jusqu'à la rupture. C'est le phénomène de fatigue. En résumé la fatigue est la rupture sous des sollicitations répétées [120].

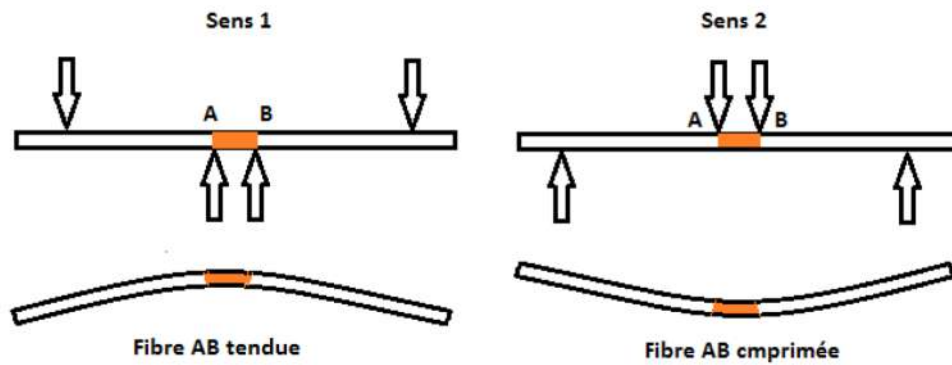


Figure 4.2 Modélisation du chargement appliqué par les mains sur le fil d'acier [120].

Comment agit la fatigue ?

Considérons une structure soumise à un effort cyclique agissant jusqu'à la rupture (après un nombre de cycles donné). L'endommagement est imprévisible, il peut naître (à l'échelle microscopique) souvent à la surface de la pièce comme il peut naître à l'intérieur. En évoluant il passe par 3 stades [120] :

1. *Amorçage* : A cause de la grande finesse du défaut initié, sa détection n'est possible que si on utilise de puissants équipements de laboratoire. Son initiation peut avoir lieu dans des endroits où l'accès est impossible.
2. *Propagation* : Sous l'effet du changement cyclique du chargement la fissure initiée commence à prendre des dimensions importantes menant finalement à la ruine.

A ce stade la fissure qui a grandi résultait de la propagation des microfissures causées par le défaut initié dans la première étape, c'est elle qui deviendra la fissure de la fatigue.

3. *Rupture brutale* : Lorsque la fissure atteint une distance de telle façon que la section résiduelle est trop faible pour supporter de fortes contraintes résultant d'une concentration au fond de la fissure (figure 4.3).

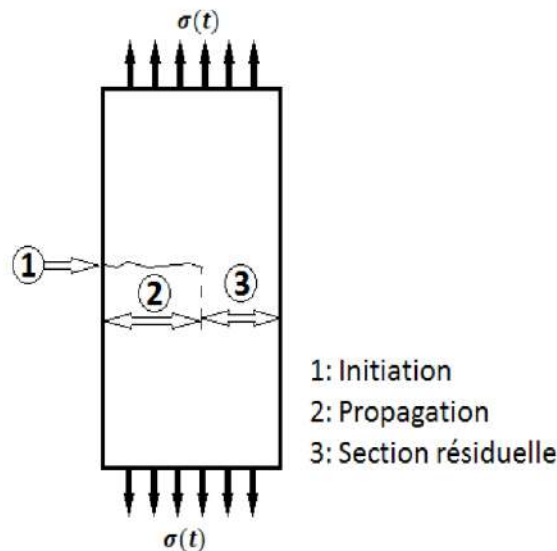


Figure 4.3 La section résiduelle [120].

4.3. Fatigue fissuration & fatigue endurance

4.3.1. Propagation des fissures de fatigue

La durée de vie en fatigue se décompose en deux composantes la durée d'amorçage et la durée de propagation. Tout matériau étant susceptible de comporter des défauts (inclusions, microfissures, zones de déformation plastique, concentrations de contraintes, corrosion ...) on doit dans la pratique tenir compte de leur durée de propagation.

Cette dernière dépend entre autres de paramètres matériau que l'on peut déterminer par des essais en laboratoire [121].

4.3.2. Essais de fissuration

Typiquement ces essais se font sur une tôle avec une fissure centrale (Center Crack Tension) chargée en traction oscillante. On mesure l'évolution de la longueur de la fente ($2a$) en fonction du nombre de cycles. Cette longueur se mesure soit optiquement soit en fonction de paramètres électriques.

Pour chaque niveau de chargement on peut ainsi en déduire une vitesse de propagation da/dN en fonction de la longueur de la fissure. Sous cette forme les résultats d'essais de fissurations ne sont pas facilement exploitables puisqu'ils sont fonction de la taille de la fente et des conditions d'essai (amplitude de contrainte, géométrie ...). On verra ci-dessous une expression plus générique de ce type de résultats grâce à l'utilisation du facteur d'intensité de contrainte K [121].

4.3.3. Mode de fissuration

Généralement la fissure se propage de manière perpendiculaire à la force macroscopique appliquée sur le matériau il s'agit du mode I. Le chemin de fissuration peut

cependant évoluer suivant d'autres directions, en cisaillement dans le plan pour le mode II, et en cisaillement hors plan pour le mode III (figure 4.4) [121].

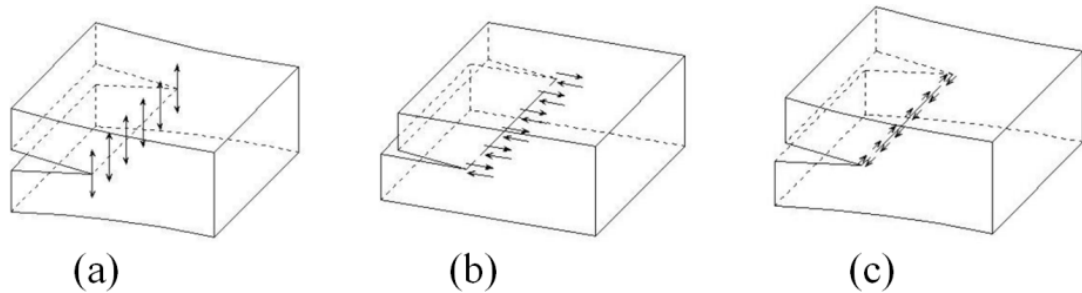


Figure 4.4 Mode de fissuration, (a) Mode I, mode d'ouverture, (b) Mode II, mode de cisaillement, (c) Mode III, mode de déchirement [121].

4.3.4. Facteur d'intensité de contrainte

La théorie de l'élasticité permet de développer une formulation analytique pour la contrainte dans la région de la pointe de fissure. Les composants du tenseur σ peuvent s'écrire sous la forme [121] :

$$\sigma_{ij} = \frac{K}{\sqrt{2\pi r}} f_{ij}(\theta) \quad (4.1)$$

K est le facteur d'intensité de contrainte défini par la relation :

$$K = \beta S \sqrt{\pi a} \quad (4.2)$$

Où S est la contrainte à l'infini et a est la longueur de la demi-fente. β est un facteur de correction géométrique.

Dans le mode I la fissure se propage lorsque l'énergie nécessaire pour rompre les liaisons atomiques est inférieure à l'énergie élastique relaxée par la propagation de la fissure. Cela correspond à un facteur d'intensité de contrainte critique K_{IC} . La variation du facteur d'intensité de contrainte en mode I de rupture est donnée par l'expression suivante :

$$\Delta K_I = \Delta \sigma \sqrt{\pi a} \quad (4.3)$$

4.3.5. Durée de vie d'une structure

Définitions : Durée de vie totale = durée de vie à l'amorçage + durée de vie en propagation ; $(Nt) = (Na) + (Np)$.

Suivant la durée de vie visée le type de matériau sa géométrie et les conditions de sollicitation, l'un ou l'autre des states de rupture peut devenir prépondérant.

Dans le domaine de la fatigue à grand nombre de cycles (endurance) les sollicitations sont telles que le matériau reste dans le domaine élastique.

Dans le domaine de la fatigue à faible nombre de cycles (oligocyclique) les contraintes sont généralement suffisamment élevées pour engendrer des déformations plastiques [121].

4.3.6. Approche en durée de vie

Durée de vie totale = nombre de cycles pour former une fissure principale + nombre de cycle pour que ce défaut propage jusqu'à rupture finale.

On a deux concepts :

- Durée de vie sûr (Safe Life) : On estime alors le temps d'amorçage des fissures (déterminé expérimentalement ou par calculs). Selon cette approche un composant est remplacé avant de développer des fissures en fatigue.
- Redondance (Fail Safe) : Une structure endommagée doit supporter un niveau de chargement sévère multiplié par un coefficient de sécurité. Des inspections périodiques doivent permettre le remplacement de l'élément défaillant.

4.3.7. Approche en tolérance aux dommages

On suppose que tout matériau contient un défaut (soit préexistant, soit créé en service). La durée de vie est alors définie comme le nombre de cycles nécessaires pour faire propager ce défaut jusqu'à une taille critique. On définit ainsi des intervalles d'inspection réalisée avec des contrôles non destructifs.

4.3.8. Endommagement en pointe de fissure

Si on considère une fissuration en mode I la théorie de l'élasticité nous donne le champ de contrainte aux environs de la pointe de la fissure qui se réduit, lorsque $\theta=0$ (i.e. dans le plan de propagation de la fissure) à l'expression:

$$\sigma_{yy} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \quad (4.4)$$

D'après cette relation la contrainte tend vers l'infini lorsque r tend vers 0. En réalité il y a un moment où la contrainte dépasse la limite élastique et on observe la formation d'une zone plastique avec redistribution des contraintes locales. Des analyses microstructurales ou des simulations par éléments finis montrent que la zone plastifiée a une géométrie complexe, avec des branches rayonnant depuis la pointe de fissure [121].

4.3.9. Mécanisme de propagation

Les ruptures en fatigue présentent généralement des stries sur la surface de fracture. Cependant ces stries ne sont pas présentes lorsque la rupture se passe sous vide. Ce mécanisme concerne le domaine II. Proche du seuil les mécanismes sont différents, à ce niveau on n'observe plus de stries ; la distance de propagation par cycle déduits des valeurs macroscopiques est alors de l'ordre des distances interatomiques. La propagation est alors

discontinue et régie par d'autres mécanismes (transgranulaires ou selon des plans cristallographiques simples) [121].

4.3.10. Influence de l'environnement

Pour la plupart des métaux les essais en fatigue effectués en atmosphère inerte donnent des vitesses de propagation inférieures à celles obtenues dans un environnement actif tel que l'air. L'humidité contenue dans l'atmosphère est considérée être l'origine de ce phénomène. Les molécules d'eau absorbées sur la surface de rupture se dissocient, l'hydrogène pénètre dans le matériau et fragilise le métal.

Un milieu corrosif engendre différentes formes de perte de résistance la fissuration, l'effet dépend de la température et du matériau testé.

4.3.11. Importance des caractéristiques métallurgiques

La taille des grains, la présence de précipités, leur tailles et répartition sont autant de facteurs qui influencent la propagation d'une fracture essentiellement au niveau du seuil. En particulier une augmentation de la taille des grains entraîne une augmentation du facteur ΔK seuil [121].

4.3.12. Lois de propagation théoriques

Le grand nombre de facteurs intrinsèques (module de Young, limite d'élasticité, paramètres matériau) et extrinsèques (rapport de charge, milieu environnant température géométrie ...) influençant la cinétique de propagation des fissures rend très difficile l'élaboration d'un modèle théorique décrivant le phénomène de manière rigoureuse.

Certains modèles se basent sur le cumul de dommages, C'est la démarche initialement suivie par Weertman, qui suppose en outre que l'avancée de la fissure se produit lorsque le déplacement cumulé atteint une valeur critique[122], d'autres sur les propriétés cycliques, Tomkins considère qu'en stade II, l'endommagement se développe suivant deux bandes de glissement de longueur l de part et d'autre du plan de la fissure (figure 4.5).

L'ouverture de la fissure est décomposée en une contribution plastique et une contribution élastique [122], ou encore sur l'ouverture en fond de fissure.

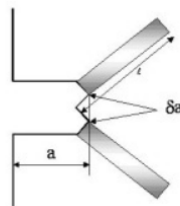


Figure 4.5 Définition des paramètres du modèle de Tomkins : La longueur l est reliée à l'amplitude de contrainte appliquée, où δa est l'avance de la fissure [122].

4.3.13. Cycle de contrainte

Dans le cas le plus simple d'une contrainte cyclique dont l'amplitude de variation reste constante ($\Delta\sigma$) (figure 4.6), la durée de vie est une fonction décroissante de $\Delta\sigma$ [123].

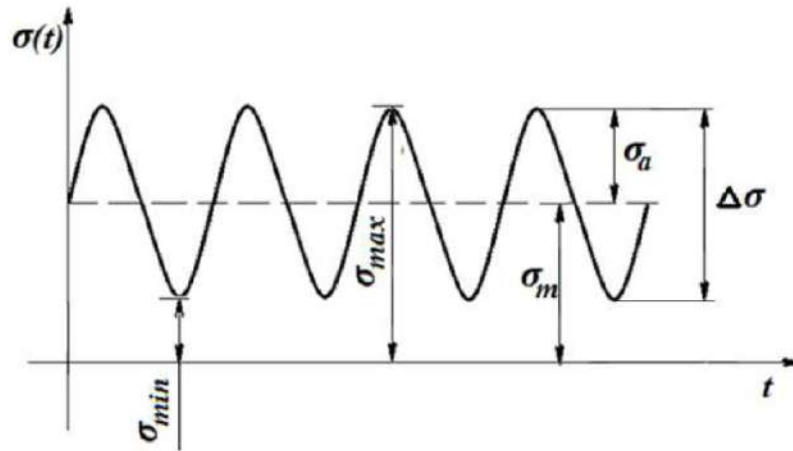


Figure 4.6 Cycle de contrainte sinusoïdale [120].

Il existe plusieurs termes et symboles pour décrire le cycle de contrainte, parmi lesquels on peut citer [124] :

- La contrainte maximale (σ_{max}) : valeur maximale algébrique de la contrainte au cours d'un cycle de contrainte ;
- La contrainte minimale (σ_{min}) : valeur minimale algébrique de la contrainte au cours d'un cycle de contrainte ;
- La contrainte moyenne (σ_m) qui est définie par la valeur algébrique : $\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2}$;
- L'amplitude de contrainte (σ_a), appelée aussi contrainte alternée, définie par la valeur algébrique : $\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$;
- Le rapport de contrainte (R_σ), définie par le rapport algébrique $R_\sigma = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$;
- L'étendue de variation de la contrainte ($2R\sigma$) qui est la différence algébrique entre la contrainte maximale et la contrainte minimale du cycle de contrainte : $2R\sigma = (\sigma_{max} - \sigma_{min})$

4.3.14. Types de cycles de contraintes :

On trouve :

- Contrainte purement alternée : contrainte qui varie entre des valeurs égales, dans le sens positif et négatif [124] ;

- Contrainte alternée : contrainte qui évolue entre une valeur maximale positive et une valeur minimale négative dont les valeurs absolues sont différentes ($0 < \sigma_m < \sigma_a$) ;
- Contrainte répétée : contrainte qui varie entre la valeur 0 et une valeur maximale positive, ou entre 0 et une valeur minimale négative ($\sigma_a = \sigma_m$) ;
- Contrainte ondulée : contrainte qui varie entre les valeurs maximales et minimale qui sont de même signe ($\sigma_m > \sigma_a$).

4.4. Diagrammes représentatifs

Pour présenter de manière facilement utilisable les résultats d'essais de fatigue, il existe un assez grand nombre de méthodes ou arrangement possibles, des paramètres utilisés en fatigue:

- Temps : sous la forme d'un nombre de cycles N [124] ;
- Contraintes :
 - Statiques (R_e, R_m) ;
 - Dynamiques ($\sigma_m, \sigma_a, \sigma_{max}, \sigma_{min}, \sigma_D$) ;

Parmi toutes les méthodes existantes, nous développerons les plus utilisées et les plus riches en renseignements [124].

4.4.1. Courbe de Wöhler

L'endommagement de fatigue correspond à l'amorçage d'une fissure de fatigue généré par un chargement mécanique cyclique auquel est soumis le matériau. La corrélation entre l'intensité du chargement cyclique appliqué et le nombre de cycles à l'amorçage d'une fissure pour un même matériau est représenté par une courbe de Wöhler, où trois domaines de durées de vie peuvent être définis (figure 4.7) [125].

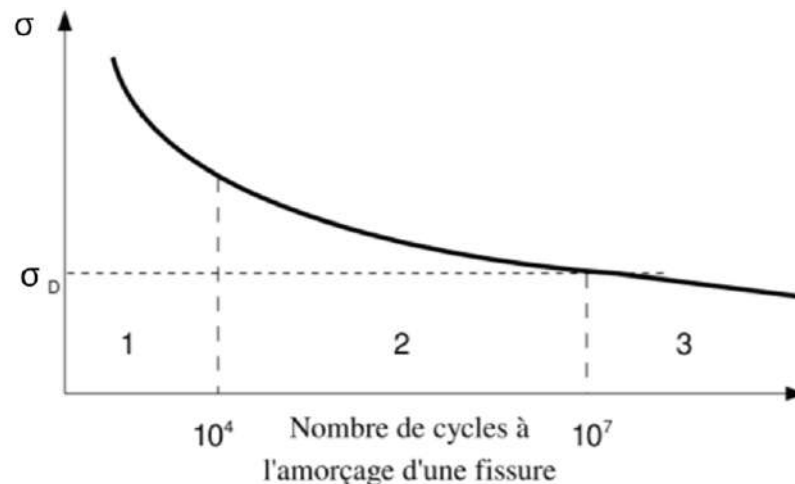


Figure 4.7 Les différents domaines de durée de vie en fatigue [125].

Le domaine 1 correspond à la fatigue oligocyclique. Ce domaine est caractérisé par des amorçages de fissures sous un faible nombre de cycles (de 1 à 10^4 cycles). On observe généralement pour de tels niveaux de sollicitations, d'importantes déformations plastiques macroscopiques. De telles quantités de déformations plastiques cycliques peuvent être responsables de la formation de structures de dislocations particulières pouvant entraîner dans certain cas la formation d'un effet de Rochet. Cet effet est caractérisé par une accumulation de déformation dans un sens privilégié du chargement [124].

Le domaine 2 correspond à celui de l'endurance limitée. Les durées de vie observées sont de l'ordre de 10^4 à 10^7 cycles. Les quantités de déformations plastiques sont d'autant plus basses que l'on se situe du côté des durées de vie longues, avec généralement un comportement intégralement élastique à l'échelle macroscopique observé aux alentours de 10^5 cycles [125].

Le domaine 3 correspond au domaine de la fatigue à grand nombre de cycles (zone d'endurance illimitée), généralement on observe une contrainte σ_D en-dessous de laquelle il n'y a pas de rupture (avec asymptote : limite de fatigue à N fixé : limite d'endurance). Ce domaine est caractérisé par des durées de vie allant de 10^7 à 10^8 cycles [125].

4.4.2. Courbes d'équiprobabilité de rupture

La courbe de Wöhler est une courbe moyenne, son utilisation peut s'avérer délicate du fait que les valeurs relevées indiquent seulement que la pièce a autant de chances de se rompre que de ne pas se rompre [122].

Les courbes d'équiprobabilité de rupture, dont la courbe de Wöhler constitue un cas particulier ($p = 50\%$ de rupture), sont alors tracées en soustrayant à la valeur moyenne une certaine valeur, fonction de la probabilité de rupture recherchée, du nombre d'essais et du niveau de confiance accordé (figure 4.8).

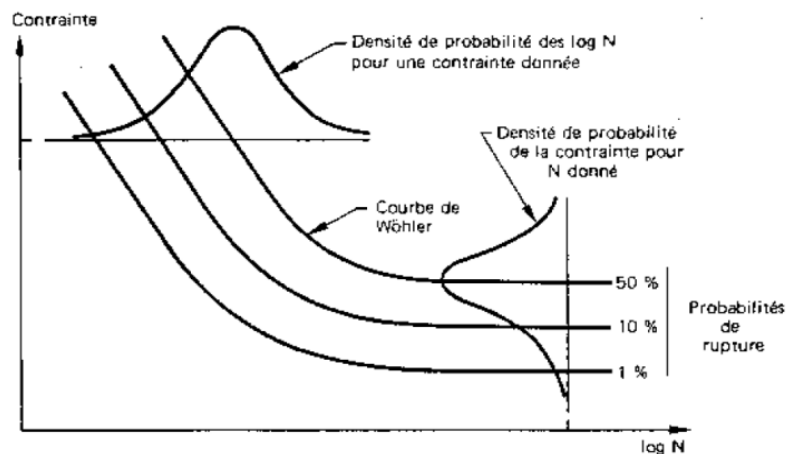


Figure 4.8 Courbes d'équiprobabilité de rupture [126].

4.4.3. Diagramme de Haigh

Sur ce diagramme, l'amplitude de contrainte σ_a est portée en fonction de la contrainte moyenne à laquelle a été réalisé l'essai de fatigue (figure 4.9) [127], Deux points particuliers sont à considérer :

- Le point A, qui représente la limite d'endurance σ_D en sollicitation purement alternée ($\sigma_D = \sigma_a$) ;
- Le point B, qui représente le comportement limite du matériau pour une contrainte alternée nulle. Ce point correspond donc, à la contrainte de rupture du matériau au cours d'un essai statique.

L'ensemble des limites d'endurance observées pour diverses valeurs de la contrainte moyenne, se placent alors sur une courbe AB ajustée en fonction des résultats d'essais. Le domaine limité par cette courbe AB et les deux axes de coordonnées, représentent le domaine de fonctionnement autorisé avec le matériau pour avoir une durée de vie supérieure ou égale aux nombres de cycles pour lequel a été déterminée la limite d'endurance [127].

Sur ce diagramme on utilise parfois des « rayons » qui représentent le rapport entre σ_a et σ_m . Ces rayons sont alors paramétrés en fonction des valeurs que prennent ce rapport. Le diagramme de Haigh peut être ensuite limité par la droite représentant la limite d'élasticité du matériau.

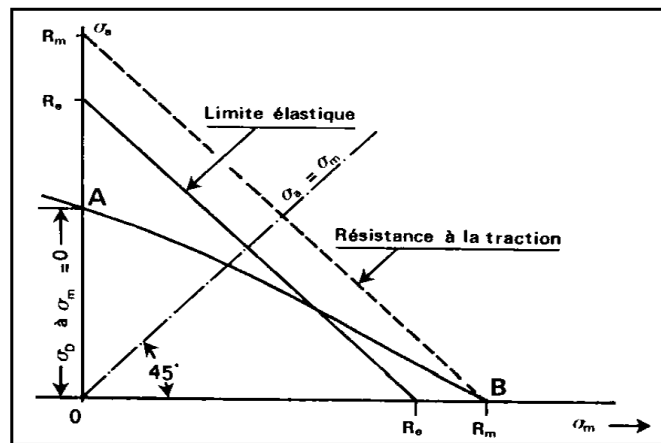


Figure 4.9 Diagramme de Haigh[127].

Plusieurs représentations de la courbe AB ont été proposées et qui permettent de construire un diagramme d'endurance approché, lorsqu'on ne connaît que la limite d'endurance en sollicitation purement alternée et les caractéristiques mécaniques statistiques (R_e , R_m) du matériau.

- Droite de Goodman :
$$\sigma_a = \sigma_D \left(1 - \frac{\sigma_m}{R_m} \right); \quad (4.5)$$

- Droite de Sôderberg : $\sigma_a = \sigma_D \left(1 - \frac{\sigma_m}{R_e}\right)$; (4.6)

- Parabole de Gerber : $\sigma_a = \sigma_D \left(1 - \left(\frac{\sigma_m}{R_m}\right)^2\right)$; (4.7)

La figure 4.10 montre que les droites de Goodman et Sôderberg, pénalisent fortement la tenue en fatigue par rapport à la formule parabolique de Gerber. Cette dernière relation est intéressante dans le domaine $\sigma_a > 0$.

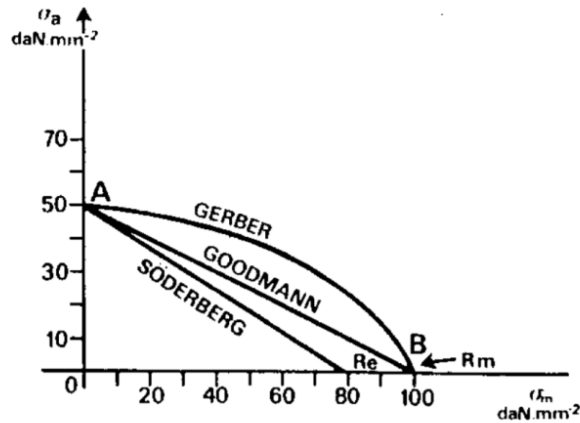


Figure 4.10 Différentes représentations de la courbe AB [127].

D'autres relations paraboliques $f(\sigma_a, \sigma_m)$ ont été proposées pour tenir compte de l'amélioration de la fatigue dans le domaine des compressions, telles que les relations de Bahuaud ou de Dietmann [127].

4.4.4. Diagramme de Goodman-Smith :

Sur ce diagramme les contraintes maximales σ_{\max} et minimales σ_{\min} sont représentés en fonction de la contrainte moyenne σ_m (figure 4.11) [124].

Les points particuliers A et B précités, se retrouvent ainsi que les différentes formes de courbes pouvant les relier (droite de Goodman, parabole de Gerber ou toute autre courbe représentative d'une fonction ajustée aux résultats d'essais).

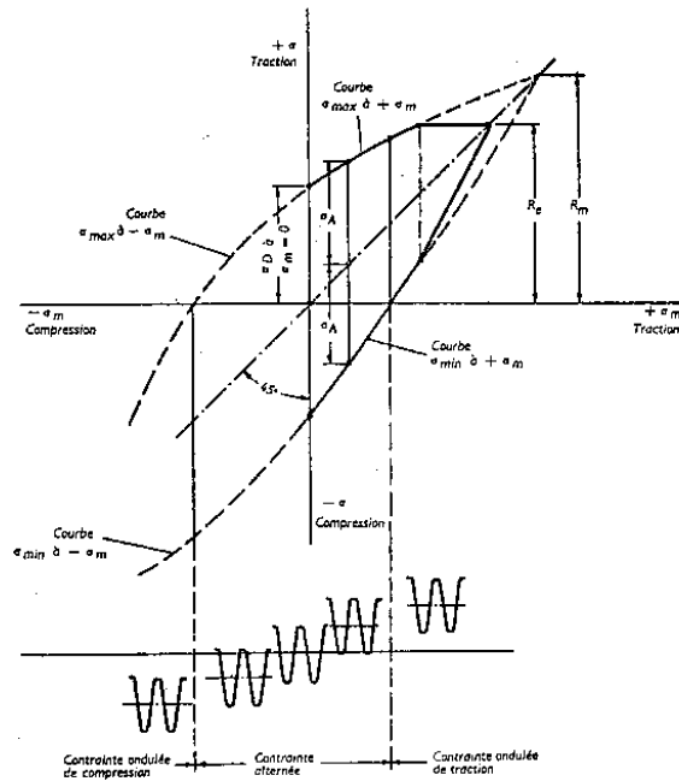


Figure 4.11 Diagramme de Goodman-Smith [124].

4.4.5. Diagramme de Roř

Essentiellement utilisé dans les pays anglo-saxons, ce diagramme représente la contrainte maximale σ_{max} en fonction de la contrainte σ_{min} (figure 4.12). En plus des deux points particuliers cités A et B, il apparaît un autre point particulier C pour lequel $\sigma_{min} = 0$ [124].

Un certain nombre de valeurs particulières du rapport des contraintes $R_\sigma = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$

($R_\sigma = -\frac{1}{2}$ et $R_\sigma = +\frac{1}{2}$) sont souvent indiquées sur ce diagramme.

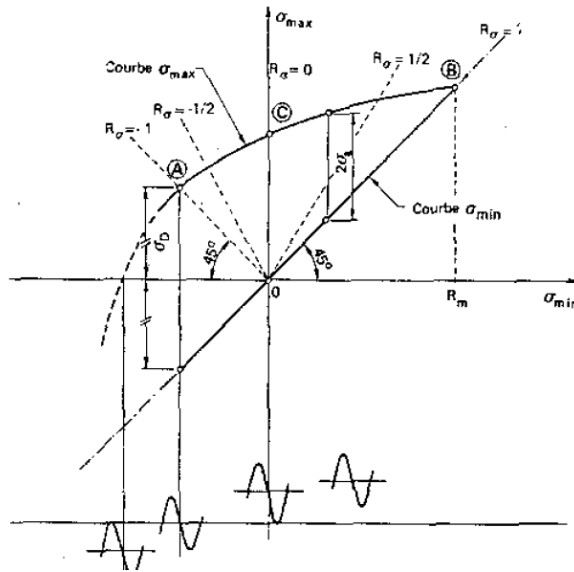


Figure 4.12 Diagramme de Roš[124].

4.4.6. Diagramme de Moore-Kommers-Jasper

Ce diagramme représente la contrainte maximale σ_{max} en fonction du rapport des contraintes $R_\sigma = \frac{\sigma_{max}}{\sigma_{min}}$ (figure 4.13).

Ce diagramme présente un grand intérêt pour la détermination de σ_{max} lorsqu'on ne connaît pas la contrainte moyenne [123].

Il est construit à partir des points particuliers A, B et C déjà cités.

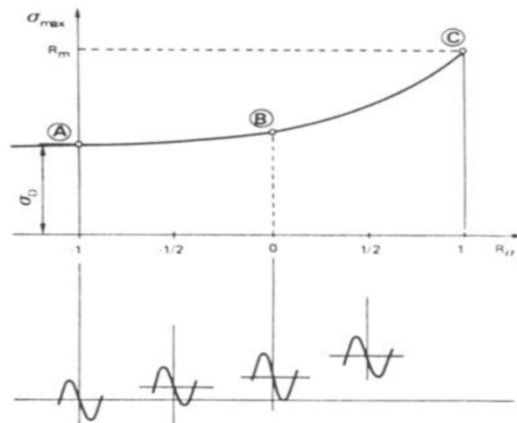


Figure 4.13 Diagramme de Moore- Kommers- Jaspers [124].

4.5. Endommagement par fatigue des matériaux destinés aux dispositifs médicaux

4.5.1. La mécanique des matériaux

La mécanique étudie les objets sous forces. Lorsqu'une force est appliquée sur un corps, on parle de « charge ». De telles charges peuvent être appliquées perpendiculairement (souvent appelées « normales ») sur une surface. De telles charges normales peuvent avoir

pour effet de comprimer (« Charges de compression ») ou étirer (« charges de traction ») l'objet. Comme la force est une quantité vectorielle, ces forces ont des directions assignées. En conséquence, des valeurs positives sont généralement attribuées aux forces de traction et négatives aux forces de compression, Des forces peuvent également être appliquées dans une direction parallèle à une surface, ce qui est appelé une force de « cisaillement ». Un exemple typique de ceci est le frottement. Dans des situations réelles, les objets sont susceptibles d'être soumis à une combinaison des deux. Celles-ci sont résumées dans la (figure 4.14). Cependant, les forces agissent rarement sur un seul point et sont généralement réparties sur une zone donnée. La pression est la mesure de la force par unité de surface appliquée sur une surface. De même, en mécanique, la contrainte est une mesure de la force par unité de surface agissant sur la surface de l'objet ou sur son plan. Comme pour les forces, les contraintes sont des quantités vectorielles et incluent les contraintes normales et de cisaillement [128].

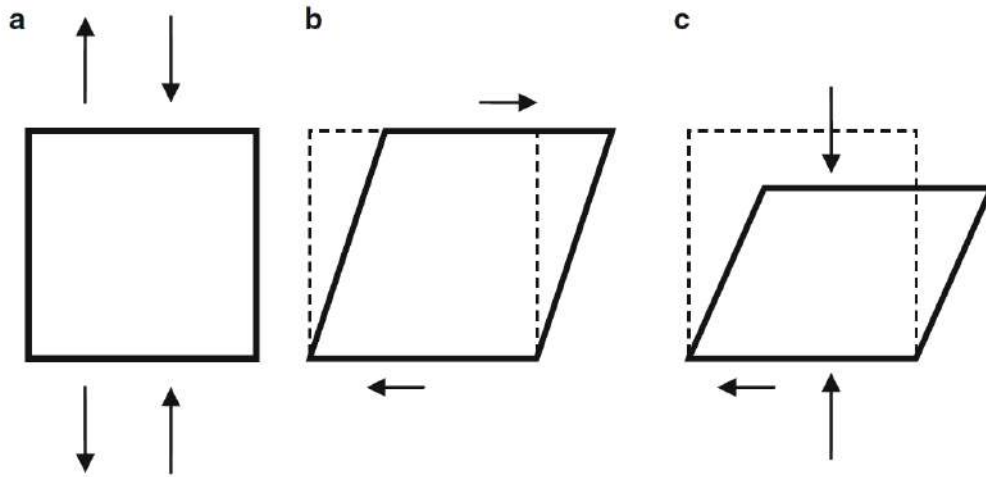


Figure 4.14 Diagramme schématique pour démontrer (a) les forces normales, (b) les forces de cisaillement et (c) les forces de compression et de cisaillement agissant sur le corps [128].

4.5.2. Mécanique de contact

La mécanique de contact fait référence à l'étude des interactions de deux corps entrant en contact l'un avec l'autre. Des déformations des corps auront généralement lieu, entraînant des modifications dans les schémas de distribution des contraintes, qui peuvent parfois être contre-intuitives et inattendues. Par exemple, considérons le cas de contact entre les deux sphères illustrées sur la (figure 4.15a). Sous une charge normale, une déformation se produit et le point de contact initial devient une zone de contact. On peut montrer que la distribution des contraintes sur la surface de contact est elliptique comme le montre la (figure 4.15b). La distribution des contraintes de cisaillement sous la surface (figure.4.15c) montre que la contrainte de cisaillement maximale n'est pas une surface, mais à une profondeur sous la

surface. Cela peut entraîner la génération de fissures sous la surface, très difficiles à détecter [128].

4.5.3. Mécanique de la rupture

Pensez à étirer un objet, tel qu'une mince bande de caoutchouc. Typiquement, les objets placés sous une telle contrainte de traction vont d'abord s'étirer et s'allonger, comme le montre la (figure. 4.14). Au fur et à mesure que la charge augmente, l'objet continue de s'étirer, jusqu'à un point de rupture. La quantité de contrainte que cela peut supporter juste au moment où elle se rompt, est appelée résistance à la traction.

Au niveau moléculaire, on peut envisager le point où toutes les forces moléculaires qui maintiennent l'objet intact sur ce plan sont simultanément brisées, ce qui aboutit à une séparation en deux corps, ou « fracture ». Ainsi, dans un objet parfait, la résistance théorique d'un matériau devrait correspondre à la somme de toutes les liaisons moléculaires situées dans le plan de rupture.

Cependant, dans la vie réelle, les matériaux échouent généralement dans des conditions inférieures à cette valeur. Cela est dû en partie à des défauts moléculaires et à la présence de fissures à la surface. La (figure 4.16b) montre un objet placé sous tension avec une fissure. En bref, la présence de fissures préexistantes entraîne une modification des profils de répartition des contraintes et une concentration des contraintes au fond de la fissure.

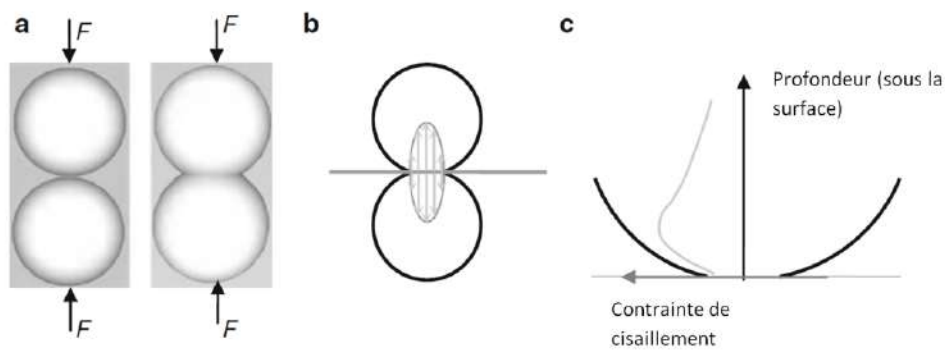


Figure 4.15 (a) Déformation des corps sous charge normale, (b) Répartition des contraintes normales au niveau de l'aire de contact et (c) Répartition des contraintes de cisaillement à travers le corps [128].

La fissure va alors progresser et s'étendre (propagation de la fissure), menant finalement à la rupture. Il a été déduit expérimentalement que la résistance à la traction varie inversement à la racine carrée de la taille de la fissure, c'est-à-dire $\sigma_f \sqrt{a} = C$, où σ_f représente la résistance à la traction et "a" à la taille de la fissure.

Ceci est communément appelé le critère de Griffith. "C" est une constante qui peut théoriquement être dérivée de propriétés mécaniques telles que la rigidité et l'énergie de surface libre. Le critère de Griffith peut également être réorganisé à un $a = \left(\frac{C}{\sigma_f}\right)^2$, ce qui suggère désormais que, pour une valeur fixe de contrainte appliquée, il existera une taille critique pour les fissures, au-delà duquel le matériau échouera sous cette charge. Cela peut donc être utilisé comme critère de conception dans lequel les fissures existantes dans le matériau ne peut pas dépasser cette taille critique.

Pour faciliter la sélection et la conception des matériaux, le paramètre « résistance à la rupture » (noté K_{IC}) a été développé et est lié à la constante "C" dans la relation de Griffith. K_{IC} est une propriété du matériau indique l'aptitude d'un matériau contenant une fissure à résister à la rupture et peut être obtenue à partir du manuel de matériaux ou de fiches techniques [128].

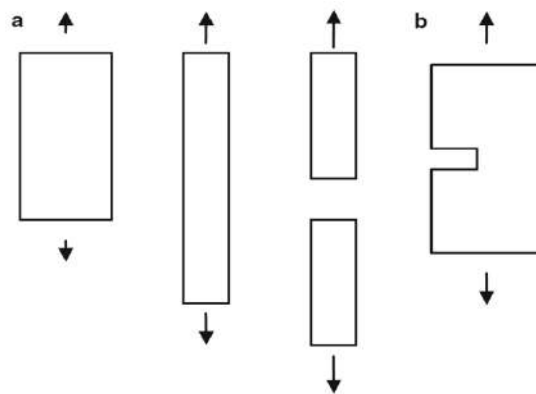


Figure 4.16 Objets sous tension (a) objets étirés et allongés sous contrainte de traction et éventuellement ruptures, (b) définition de la fissure dans la terminologie de la rupture [128].

4.5.4. Principes fondamentaux de la fatigue

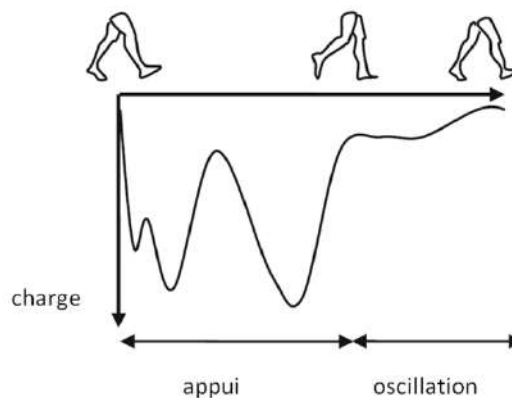


Figure 4.17 Charge subie par l'articulation de la hanche pendant le cycle de la marche normale [128].

Les prothèses médicales sont généralement placées dans des positions de mouvement, et subissent des périodes de chargement et de déchargement répétitives et alternées. Les exemples incluent l'ouverture et la fermeture de la valve cardiaque, le chargement et le déchargement associés à la marche sur les articulations de la hanche entre les phases d'appui et de l'oscillation. Les matériaux soumis à de telles charges cycliques peuvent échouer à des niveaux de contrainte nettement inférieurs à la résistance nominale à la traction. Le processus de dégénérescence progressive d'un matériau par chargement cyclique est appelé fatigue. Un exemple typique de cela se voit dans la flexion répétée et déplier un trombone en métal, entraînant éventuellement une rupture. La figure 4.17 montre les forces fluctuantes de l'articulation de la hanche au cours des différentes phases du cycle de la marche [128].

En nous concentrant maintenant sur l'interface implant / hôte, nous pouvons voir comment la sous-structure de surface va influencer la défaillance en fatigue des biomatériaux. La figure 4.18 illustre la surface d'un implant métallique placé dans un environnement physiologique, soumis à une charge appliquée par un corps externe. On peut voir qu'il y a trois couches distinctes à la surface du métal résultant de la charge : (1) la couche moléculaire adsorbée, (2) la couche d'oxyde passive et (3) la couche déformée.

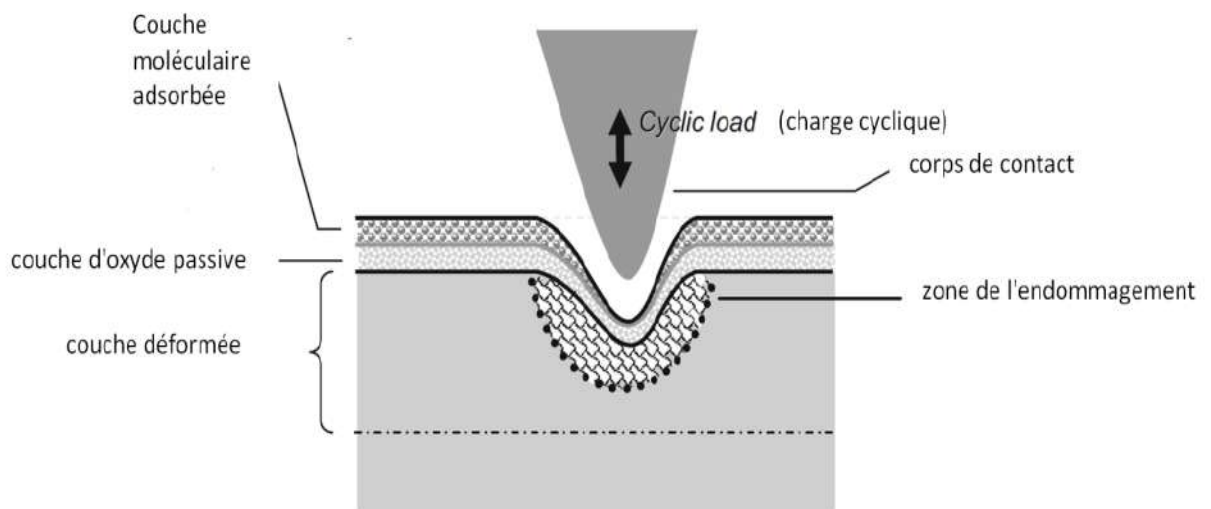


Figure 4.18 Interactions à la surface d'un matériau métallique déformé [128].

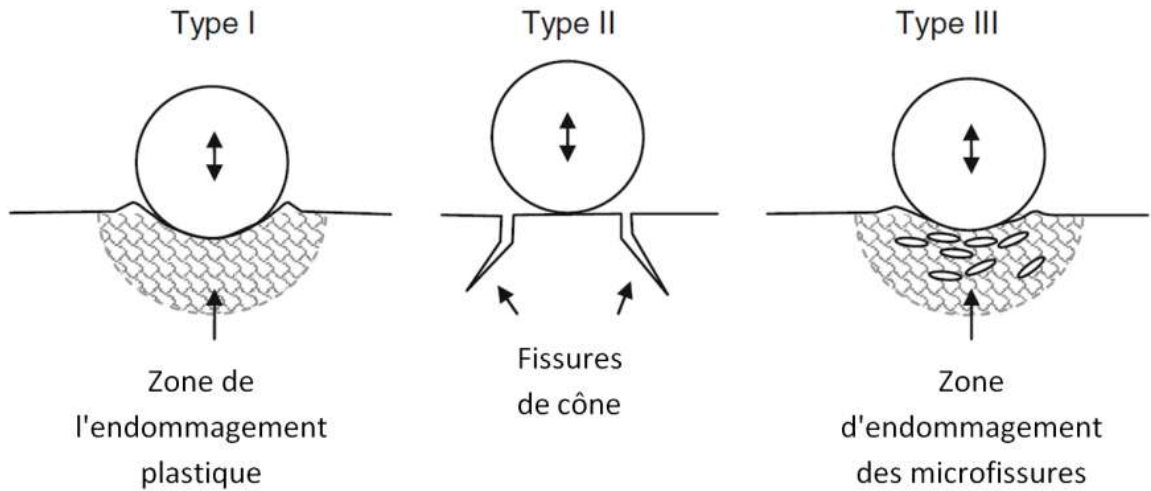


Figure 4.19 Illustration schématique des endommagements des surfaces et des sous-surfaces sous charge cyclique d'un corps sphérique [128].

L'interaction de ces couches avec l'environnement physiologique au cours du processus de fatigue / usure aura une influence cruciale sur les résultats et la durée de vie du dispositif médical. La figure 4.19 montre schématiquement les types de l'endommagement des surfaces et des sous-surfaces présentés par différents matériaux en contact d'un corps sphérique.

Le comportement de type I est typique des matériaux ayant une ténacité et une ductilité élevées, tels que les métaux. La zone plastique (où des déformations permanentes ont eu lieu) avec une accumulation de matériau autour du corps pénétrateur est évidente.

Le comportement de type II montre une zone d'endommagement sous le corps pénétrateur avec peu de déformation et des criques se formant près du périmètre du corps pénétrateur. On rencontre cela couramment dans les matériaux fragiles à haute limite d'élasticité mais à faible ténacité, tels que les céramiques.

Le comportement de type III est un mélange des deux tel que les matériaux avec une ténacité et une limite d'élasticité moyennes. La microfissuration est souvent observée dans la zone endommagée. De nombreux matériaux de restauration dentaire présentent ce type de comportement sous des charges d'impact répétées [128].

4.6. Comportement élastique des matériaux anisotropes [129]

4.6.1. Notations vectorielles et matricielle

Le tenseur des contraintes et celui des déformations sont des tenseurs d'ordre deux symétriques. Il faut donc six composantes pour représenter chacun des deux tenseurs dans une base. On rappelle la représentation matricielle classique des tenseurs des contraintes et des déformations dans une base orthonormée directe $(\vec{N}_1, \vec{N}_2, \vec{N}_3)$ (figure 4.20) :

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

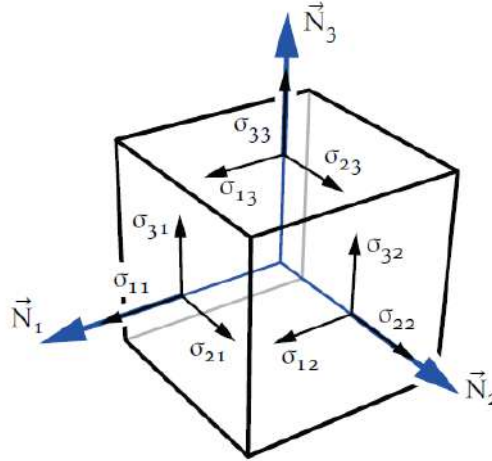


Figure 4.20 Représentation des contraintes σ_{ij} avec $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ [129].

4.6.2. Loi de comportement élastique linéaire

Symétries des souplesses et rigidités

Un matériau possède un comportement élastique linéaire s'il existe une relation linéaire biunivoque entre le tenseur des contraintes et le tenseur des déformations :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \varepsilon_{ij} = S_{ijkl} \sigma_{kl} \quad (4.9)$$

où C_{ijkl} représente le tenseur des rigidités et S_{ijkl} le tenseur des souplesses, tenseurs d'ordre quatre et inverses l'un de l'autre. Le respect des symétries matérielles impose les symétries suivantes $C_{ijkl} = C_{jikl}$ car σ est symétrique et $C_{ijkl} = C_{ijlk}$ car ε est symétrique. Ces tenseurs sont donc définis par 36 composantes indépendantes.

4.6.3. Matériaux isotropes transverses

Un matériau composite *orthotrope* possédant de plus une *symétrie de révolution autour d'un axe* est nommé *isotrope transverse*. Un matériau *isotrope transverse* est caractérisé par cinq constantes élastiques indépendantes si la base est connue. Par la suite, les relations d'invariances matérielles par rapport à une rotation autour de l'axe \vec{N}_1 , sont développées à titre d'exemple.

La relation de comportement d'un matériau *isotrope transverse* d'axe \vec{N}_1 , exprimée en rigidité et en souplesse est développée. À partir d'un matériau orthotrope, en exprimant les relations d'invariances matérielles par rapport à l'axe \vec{N}_1 , on obtient après calcul la relation de comportement suivante :

$$\begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sqrt{2}\sigma_{12} \\ \sqrt{2}\sigma_{13} \\ \sqrt{2}\sigma_{23} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \sqrt{2}\varepsilon_{12} \\ \sqrt{2}\varepsilon_{13} \\ \sqrt{2}\varepsilon_{23} \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

avec :

$$C_{11} = \frac{1-\nu_{23}\nu_{32}}{E_2 E_2 \Delta}; \quad C_{12} = \frac{\nu_{21}+\nu_{21}\nu_{23}}{E_2 E_2 \Delta}; \quad C_{13} = \frac{\nu_{21}+\nu_{21}\nu_{32}}{E_2 E_2 \Delta}$$

$$C_{22} = \frac{1-\nu_{13}\nu_{31}}{E_1 E_2 \Delta}; \quad C_{23} = \frac{\nu_{32}+\nu_{12}\nu_{21}}{E_1 E_2 \Delta}; \quad C_{33} = \frac{1-\nu_{12}\nu_{21}}{E_1 E_2 \Delta}$$

$$\Delta = \frac{1-2\nu_{12}\nu_{21}-\nu_{23}\nu_{32}-2\nu_{21}\nu_{32}\nu_{12}}{E_1 E_2 E_2}$$

$$C_{44} = C_{22} - C_{23} = \frac{E_2}{1+\nu_{23}}; \quad C_{55} = C_{66} = 2G_{12}$$

Les relations sont établies à partir d'une simple inversion matricielle.

4.7. Mécanismes de rupture dans les matériaux composites [130]

4.7.1. Les divers mécanismes de rupture dans un composite unidirectionnel

La rupture finale d'un composite unidirectionnel est le résultat de l'accumulation de divers mécanismes élémentaires :

- La rupture des fibres,
- La rupture transverse de la matrice,
- La rupture longitudinale de la matrice,
- La rupture de l'interface fibre-matrice.

Généralement, un mécanisme n'est pas isolé, mais divers mécanismes coexistent. Ces mécanismes se développent suivant la nature des matériaux et les conditions de sollicitations mécaniques imposées.

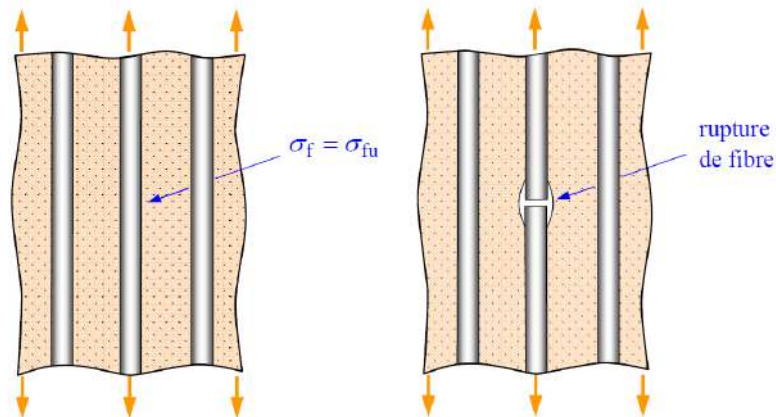


Figure 4.21 Rupture de fibre [130].

Dans un matériau composite unidirectionnel soumis à des sollicitations mécaniques, la rupture des fibres intervient lorsque la contrainte de traction σ_f dans une fibre atteint la contrainte à la rupture σ_{fu} de la fibre (figure 4.21). La rupture de la fibre produit une concentration de contraintes au voisinage de la rupture. La redistribution de ces contraintes, et par conséquent le processus de rupture résultant, dépend principalement : de la contrainte à la rupture des fibres, de la capacité de la matrice à absorber l'énergie libérée, des propriétés de l'interface fibre-matrice, etc. Les figures 4.22 montrent les différents processus de rupture de la matrice associés à la rupture d'une fibre.

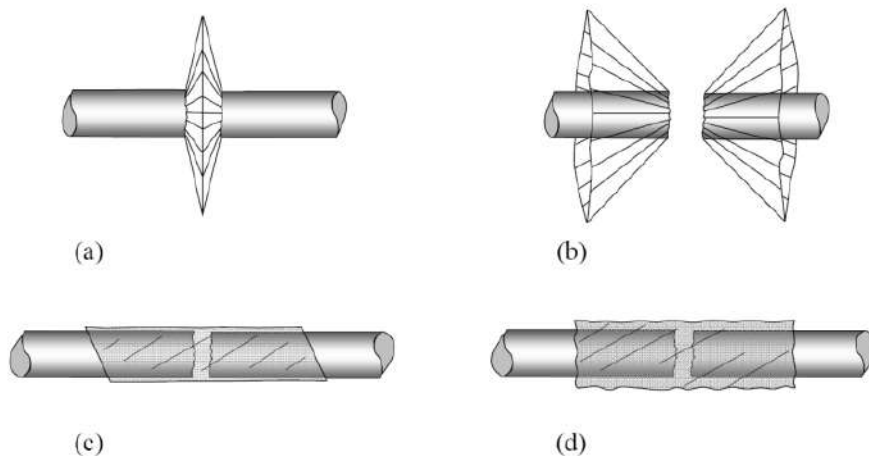


Figure 4.22 Différents modes de rupture de la matrice associés à la rupture d'une fibre. (a) Rupture transverse de la matrice ; (b) Rupture en cisaillement de la matrice ; (c) Décohésion de l'interface fibre-matrice ; (d) Rupture longitudinale de la matrice [130].

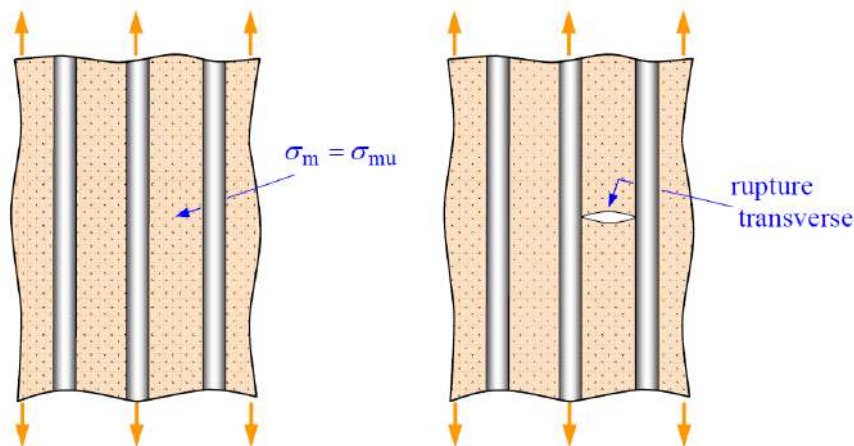


Figure 4.23 Rupture transverse de la matrice [130].

La fissuration de la matrice peut se produire, soit par *fissuration transverse* (figure 4.23) lorsque la contrainte en traction σ_m dans la matrice atteint la contrainte à la rupture σ_{mu} de la matrice, soit par *fissuration longitudinale* (figure 4.24) lorsque la contrainte de cisaillement τ_m dans la matrice atteint la contrainte en cisaillement à la rupture τ_{mu} , généralement au

voisinage d'une fibre. Ce dernier mode de rupture, appelé "splitting" par les anglo-saxons, se produit lorsque la contrainte de décohesion est supérieure à la contrainte en cisaillement à la rupture de la matrice : $\tau_d > \tau_{mu}$. Dans le cas contraire où $\tau_d < \tau_{mu}$, il se produit une *rupture par décohesion* de l'interface fibre-matrice (figure 4.25). La rupture finale d'un matériau composite unidirectionnel est le résultat de l'accumulation de ces divers mécanismes élémentaires. L'initiation, puis la propagation de la rupture dépendent des propriétés des fibres et de la matrice, de l'interface fibre-matrice, de la fraction volumique des fibres, de l'état et des conditions de sollicitations mécaniques imposées.

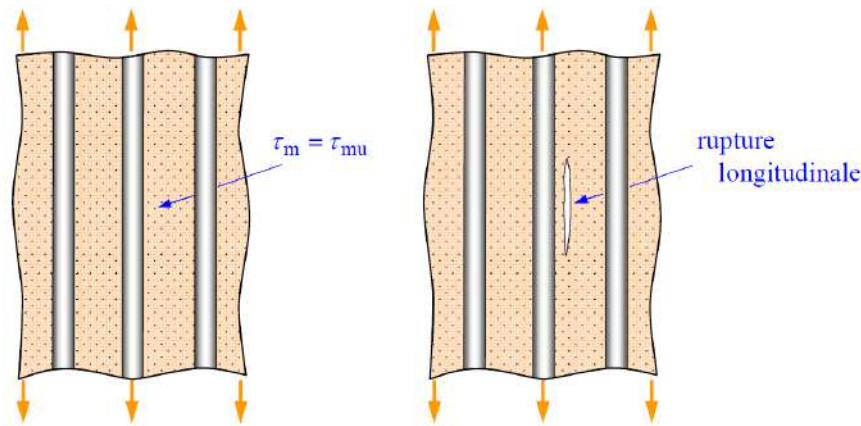


Figure 4.24 Rupture longitudinale de la matrice [130].

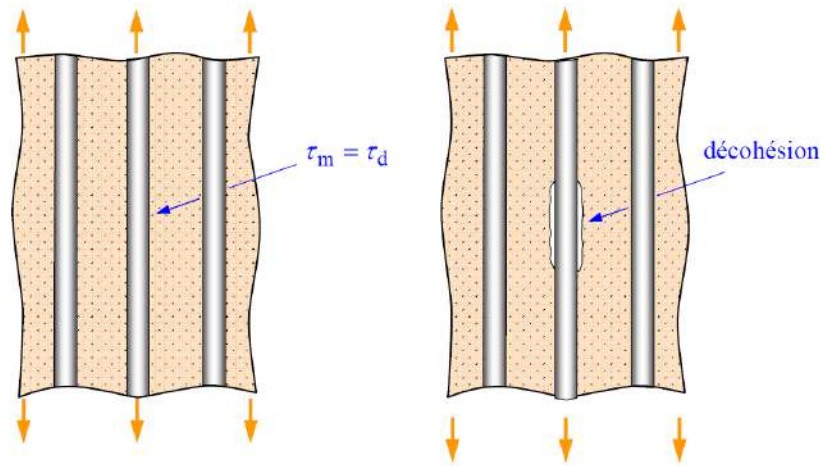


Figure 4.25 Décohesion fibre-matrice [130].

4.7.2. Rupture des stratifiés

Dans le cas de stratifiés, aux mécanismes élémentaires décrits précédemment (décohesion fibre-matrice, rupture longitudinale de la matrice, rupture transverse de la matrice, rupture de fibres), s'ajoute (figure 4.26) un mécanisme de rupture entre les couches, appelé rupture par *délamination*. Les mécanismes de rupture induits dépendent de la nature des constituants, de l'architecture des couches et du mode de sollicitation mécanique imposé.

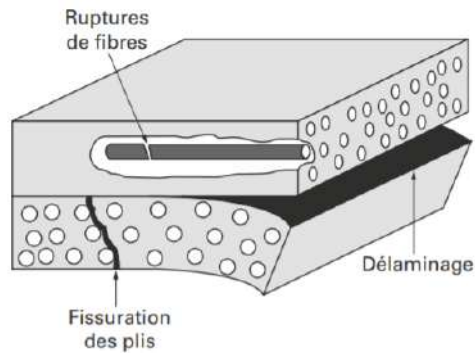


Figure 4.26 Mécanismes de rupture observée dans les stratifiés [131].

Par exemple, Dans le cas d'un stratifié croisé $\pm 45^\circ$, soumis à une traction longitudinale dans la direction 0° (figure 4.27), on observe d'abord une rupture longitudinale dans les couches à $\pm 45^\circ$, suivie d'un délaminage entre les couches. La figure 4.28 donne un exemple de rupture observé dans ce cas.

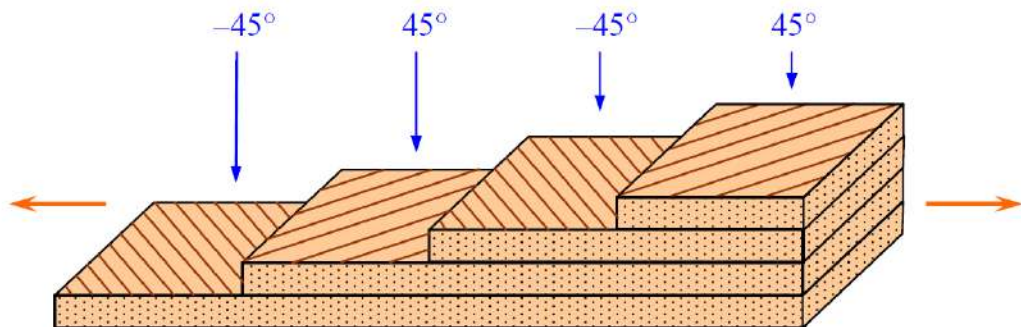


Figure 4.27 Stratifié croisé $\pm 45^\circ$ soumis à une traction dans la direction 0° [131].

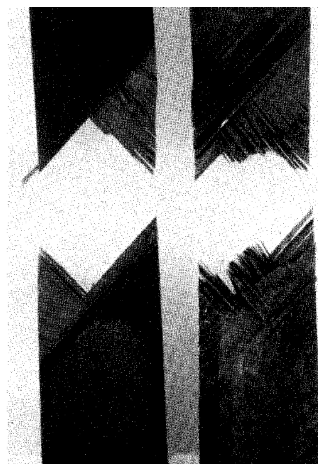


Figure 4.28 Rupture d'un composite $[\pm 45^\circ]_{2s}$ à fibres de carbone [131].

4.7.3. Prédiction de durée de vie en fatigue (Notion de courbe d'endurance)

L'utilisation croissante des matériaux composites à hautes performances tient sans doute à leur résistance exceptionnelle à la fatigue. Encore plus légers que les alliages d'aluminium, ils sont nettement meilleurs que ces derniers lorsqu'ils sont soumis à des

sollicitations cycliques. Comme critère, on a l'habitude d'évaluer le rapport $\frac{\sigma_D}{R_m}$ de la limite d'endurance (ou limite de fatigue) σ_D à la résistance en traction R_m . Pour les matériaux composites, ce rapport est toujours supérieur à 0,4 et peut atteindre 0,9. Ces valeurs sont à mettre en regard avec celles relevées pour les métaux et alliages (0,3 pour l'aluminium et 0,4 pour le fer et ses alliages).

Le critère le plus utilisé pour évaluer la durée de vie des matériaux, est celui de la courbe d'endurance S-N (Stress-Number of cycles). Le principe est simple, il s'agit de reporter les sollicitations appliquées (contraintes, déformations, amplitude des contraintes ou des déformations,...) en fonction du nombre de cycles à la rupture du matériau sollicité. La courbe d'endurance des matériaux métalliques est d'allure hyperbolique avec une concavité prononcée dès que la contrainte maximale du cycle dépasse la limite d'élasticité du matériau. Pour les matériaux composites, dont le comportement monotone est quasi linéaire (absence notable de plasticité), en coordonnées logarithmiques l'allure de la courbe est assez plate.

Ce type de courbe d'endurance est généralement assez bien vérifié pour les matériaux composites unidirectionnels à hautes performances (figure 4.29), que la durée de vie soit exprimée en fonction de l'amplitude de la déformation ou de celle de la contrainte appliquée. Pour les composites stratifiés à plis croisés, l'allure de la courbe dépend de l'orientation du drapage. Toutefois, la courbe d'endurance reste encore assez plate comparée à celle obtenue pour des matériaux métalliques. Il apparaît qu'une fonction logarithmique permet de représenter le phénomène en première approximation [127] :

$$\lg \sigma_D = \lg F - \frac{1}{m} \lg N_f$$

Avec : σ_D limite d'endurance.

F et m paramètres dépendent du matériau.

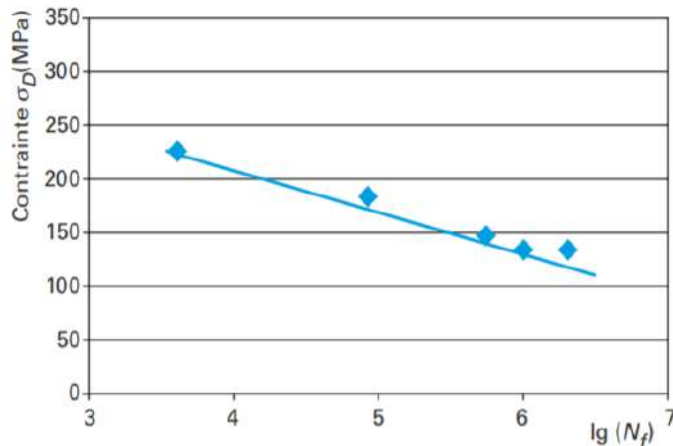


Figure 4.29 Courbe d'endurance S-N pour un composite carbone époxy de séquence [0, 90₃, 0][132].

Les résultats précédents amènent cependant quelques réflexions. Si les courbes d'endurance ou le rapport $\frac{\sigma_D}{R_m}$ font figure de caractéristiques intrinsèques pour les matériaux métalliques homogènes et isotropes, c'est plus difficilement le cas pour les matériaux composites qui par conception ne sont plus vraiment des matériaux mais déjà des structures.

En face du mot rupture, il convient d'associer des modes de dégradations qui comme nous l'avons vu précédemment peuvent intervenir dans les plis et aux interfaces. Les limites de fatigue et d'endurance varient avec les constituants fibres et matrice, les orientations et les épaisseurs des plis.

De même la viscosité ou la ductilité de la matrice sont des facteurs importants dans les processus de fatigue. Pour les stratifiés croisés, une plus grande ductilité matricielle donnent des limites d'endurance supérieures [132].

4.8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue les techniques les plus employées dans l'analyse déterministe à la fatigue des structures. Parmi les nombreuses études qui ont traité l'endommagement par fatigue, nous nous sommes particulièrement intéressés à la fatigue des structures destinées au secteur médicale et aussi à l'endommagement par fatigue des matériaux composites.

A travers cette synthèse bibliographique, il est question de modéliser et simuler numériquement la prothèse de resurfaçage de hanche conçue avec le nouveau matériau composite proposé, afin d'évaluer sa durée de vie en réalisant *une analyse statique et dynamique de son comportement en fatigue*.

Chapitre5 :
Simulation numérique

5. Simulation Numérique

5.1. Introduction

Nous proposons un modèle de prothèse de resurfaçage de la hanche du type Durom distribuée par la compagnie Zimmer, ses deux composantes (acétabulaire et fémorale) conçues en matériau composite nommé CF/PA12. Ce nouveau matériau composite (CF / PA12) a prouvé sa biocompatibilité en laboratoire, son imitation de la fonction osseuse humaine permettent une bonne fixation de la prothèse et une bonne résistance à la fatigue. Avec toutes ces caractéristiques positives, une simulation par la méthode des éléments finis a été réalisée afin d'exploiter un nouveau modèle de prothèse de resurfaçage appelé MARMEL, proposé par une étude récente avec le matériau chrome-cobalt-Molibdène (Co-Cr-Mo) [6], dans la conception d'un implant de resurfaçage avec le nouveau composite (CF / PA12).

Une autre analyse statique, et un comportement en fatigue dynamique de la prothèse conçue entièrement avec ce nouveau matériau sont étudiés.

5.2. Resurfaçage de la hanche non cimentée en CF/PA12 avec le nouveau design Marmel [153].

Afin de comparer avec les données de la littérature, la conception de l'implant est basée sur une nouvelle prothèse de resurfaçage de hanche, nommée MARMEL [6], conçue pour obtenir une meilleure amplitude de mouvement. Un rayon sur le bord de la cupule a été incorporé afin de réduire le contact de contrainte produit par l'effet de micro-séparation.

La principale différence du MARMEL par rapport à la conception conventionnelle du resurfaçage de la hanche, est une coupe de matériau à 45° illustrée aux figures 5.1 b et c ; le composant fémoral de l'implant de resurfaçage conventionnel est illustré sur la figure 5. 1 a.

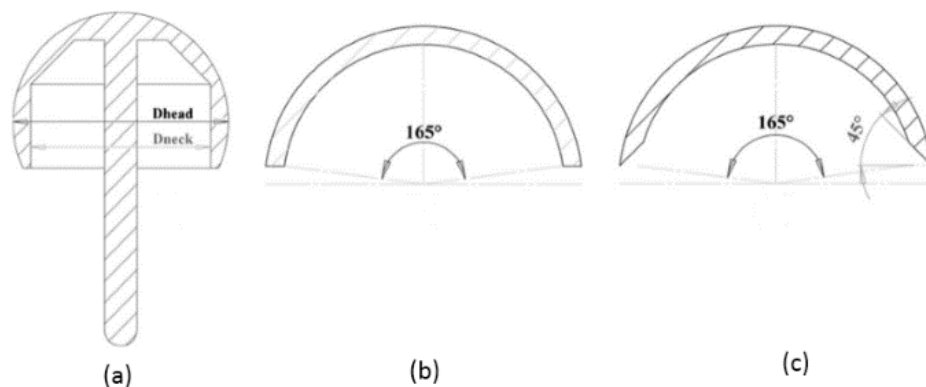


Figure 5.1 Modèles de conception des implants de resurfaçage de la hanche analysée. (a) composant fémoral de la prothèse de resurfaçage conventionnelle, (b) cupule de l'implant conventionnel et (c) conception de la cupule MARMEL [6].

Cette modification de géométrie a été conçue afin d'améliorer l'amplitude du mouvement, et d'améliorer la répartition des contraintes de contact. L'angle de couverture du composant acétabulaire MARMEL est de 165° .

5.2.1. Modèle de la prothèse

Le modèle d'éléments finis du système de contact dans la présente étude comprend la tête fémorale, le col fémoral et la cupule acétabulaire. Pour étudier l'idée d'un resurfaçage de la hanche non cimentée, la prothèse de resurfaçage de la hanche a été implantée à 45° d'abduction dans l'os pelvien et fémoral [7]. La taille de la composante fémorale sélectionnée pour cette étude était de 46 mm, en raison de la taille la plus utilisée [145], le diamètre de la cupule était de 54 mm (tableau de correspondance cupule / implant fémoral, Guide de sélection Durom, Zimmer). La longueur de l'implant de resurfaçage de la tige fémorale non cimentée était de 49 mm [2].

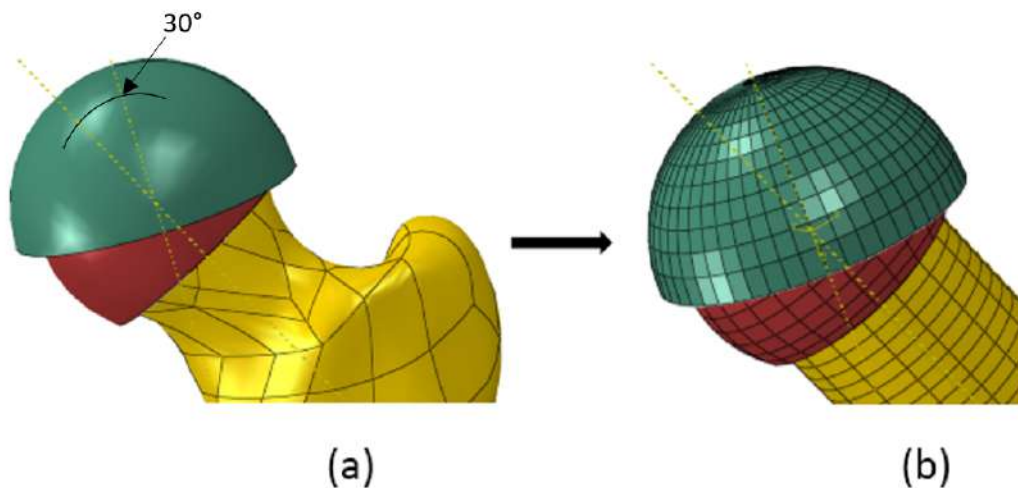


Figure 5.2 (a)Modèle complet du fémur resurfacé (b) maillage du modèle simplifié de Marmel positionné avec une inclinaison de 30° .

La modélisation géométrique de l'articulation artificielle de la hanche a été simplifiée, comme illustré sur la figure 5.2 a et b.

Une simulation par la méthode des éléments finis était réalisée afin de déterminer l'effet du matériau sur la résistance mécanique d'une prothèse de resurfaçage de hanche conçue selon le concept Marmel. Les deux matériaux considérés sont le chrome-cobalt-Molibdène (Co-Cr-Mo) et le matériau composite CF / PA12 (composite de fibre de carbone avec une résine de polyamide 12). Afin de représenter le scénario le plus sollicité, le composant acétabulaire était orienté dans une position d'inclinaison de 30° , comme illustré sur la figure 5.2 [6]. La figure 5.2.b montre le maillage du modèle Marmel. Cette analyse était effectuée à l'aide du code de calcul Abaqus(version 6.12) ; le type d'élément hexaédrique linéaire

(C3D8R) et hexaèdre quadratique (C3D20R) sont utilisés, tandis que le nombre d'élément est d'environ 6380.

5.2.2. Propriétés des matériaux

Tous les matériaux considérés dans la présente étude étaient supposés être linéairement élastiques et isotropes et seul l'os spongieux était pris en compte dans les calculs, car il occupe la majorité du logement de l'implant dans le cas de resurfaçage de la hanche. Les propriétés des matériaux de tous ces composants sont données dans le tableau 5.1.

Tableau 5.1 Propriétés mécaniques des matériaux

Propriétés mécaniques	valeurs
Module élastique Co – Cr – Mo [149]	230[GPa]
Module élastique CF/PA12 [45]	25 [GPa]
Module élastique Os spongieux [150]	0.345[GPa]
Coefficient de poisson Co-Cr-Mo (ν) [149]	0.3
Coefficient de poisson CF/PA12 (ν) [45]	0.3
Coefficient de poisson os spongieux (ν) [150]	0.3

5.2.3. Conditions de chargement

Pour simuler une fixation non cimentée optimale, il a été supposé que le composant fût parfaitement lié à l'os environnant. Afin de permettre « l'implantation » du composant fémoral, le modèle de tête fémorale a été partiellement réséqué et chanfreiné, et un canal passant par le col fémoral a été créé pour la tige (Figure 5.3) [146].

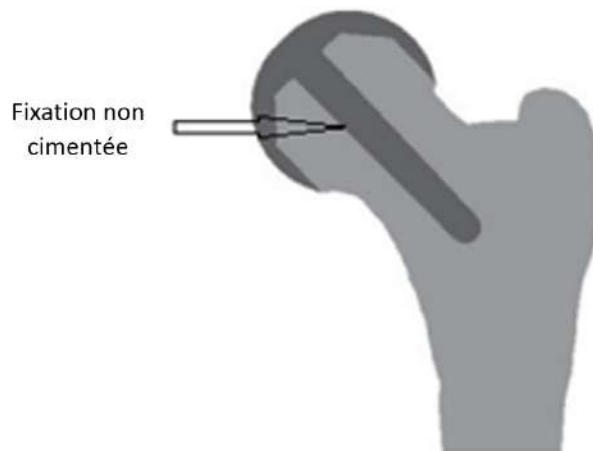


Figure 5.3 Fixation non cimentée de la prothèse de resurfaçage de la hanche [146].

L'effort des muscles abducteurs et le contact de l'articulation sont établis sous forme de forces ponctuelles, la charge générée est convertie indirectement en pression similaire. Cette pression est reflétée par le rapport entre la force appliquée et la surface totale sur laquelle elle est répartie [147]. La charge choisie était de 3200 N (environ quatre fois le poids du corps) [7], ce qui représente la force maximale de contact de la hanche pendant la phase d'appui d'un cycle de marche [148]. Cette force est divisée par la surface d'une demi-sphère qui donne la pression de 0,69 MPa appliquée à la tête fémorale. Un coefficient de frottement de 0,25 était pris en compte pour l'interaction de contact entre la tête et la cupule fémorales [139]. Les conditions aux limites étaient délimitées par la base fémorale contrainte par un support fixé, ainsi qu'un encastrement de la surface extérieure de la cupule.

5.2.4. Évaluation du risque de fracture de l'os

Une première vérification consiste à mesurer le risque de fracture de l'os après implantation. Cet indicateur peut être dérivé du ratio entre la contrainte principale calculée numériquement et la limite ultime que peut supporter l'os avant que celui-ci cède sous une charge excessive, comme indiqué dans l'équation suivante [147].

$$\text{Risque de fracture (RF)} = \frac{\sigma_{\text{principale(max,min)}}}{\sigma_u} \quad (5,1)$$

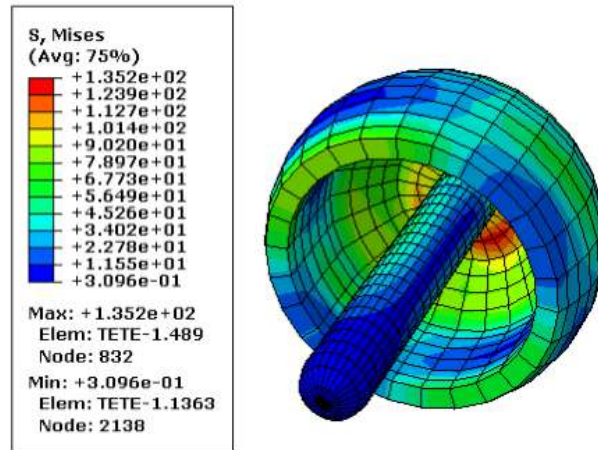
La découverte d'une concentration de contraintes élevée pourrait s'avérer révélatrice d'une éventuelle initiation de fissure pouvant mener à la rupture du col fémoral. C'est donc dire qu'un risque de fracture supérieure à 1 évoquerait la présence d'une zone à fort potentiel de l'exercice consiste en fait à déterminer les zones où le risque est le plus élevé, dans l'éventualité où serait appliquée une charge à amplitude davantage prononcée ou encore en présence d'une mauvaise qualité osseuse (e.g. tissu ostéoporotique). Puisque le seuil de résistance du tissu osseux dont est constitué le fémur du patient à l'étude demeure inconnu, il faut une fois de plus faire appel aux données disponibles dans la littérature [147].

Dans ce travail, les contraintes limites ultimes en compression et en traction σ_u sont de 11,2 MPA et de 6,9 MPA respectivement ont été déduites des valeurs de contrainte ultimes mesurées expérimentalement [151].

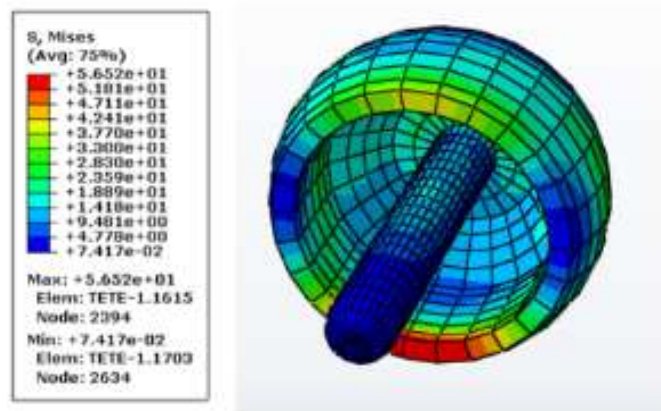
5.2.5. Résultats et discussions

La nouvelle conception Marmel pour le resurfaçage de la hanche en matériau composite CF / PA12 était décrite. Une analyse par éléments finis était réalisée pour évaluer et analyser le potentiel du matériau proposé pour ce concept.

Les contraintes de von Mises dans la composante fémorale en Co-Cr-Mo et en CF / PA12 sont illustrées sur les figures 5.4 a et b.



(a)



(b)

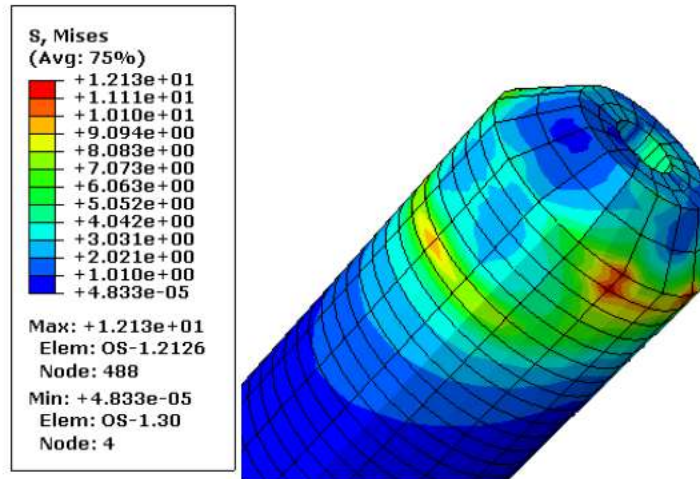
Figure 5.4 Distribution des contraintes de Von Mises dans la composante fémorale de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).

Les contraintes maximales de von Mises dans la composante fémorale de resurfaçage de la hanche avec la nouvelle conception MarmelenCo-Cr-Mo et en CF / PA12, étaient respectivement de 135,2 MPA et 56,52 MPA. L'utilisation du matériau composite et la micro séparation entre sphère et bord de cupule ont eu un effet majeur sur la réduction des contraintes et la régénération au sein de l'implant.

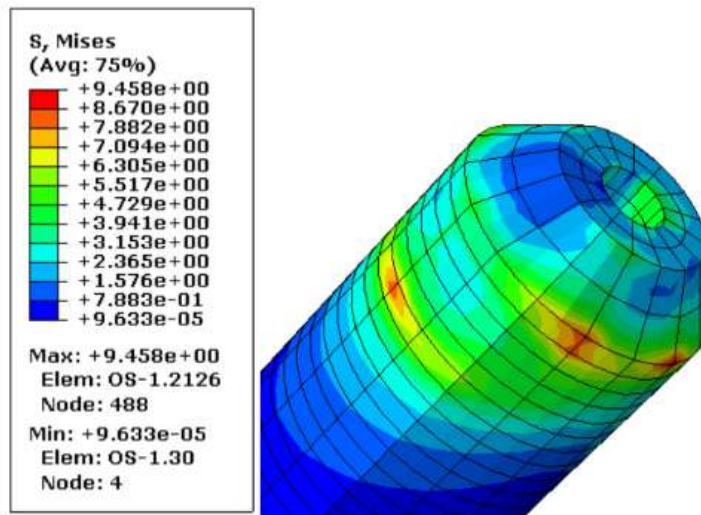
Dans cette analyse, nous avons focalisé la région du col fémoral, parce que c'est la zone où le risque de fracture est plus élevé.

La contrainte à l'intérieur de l'os trabéculaire, illustrée sur les figures 5.5 a et b, était plus élevée pour l'implant de resurfaçage en Co-Cr-Mo que pour celui en composite CF / PA12. Les contraintes les plus élevées étaient observées dans la région supérieure de la paroi cylindrique de l'os, près de la zone de contact entre la sphère et le bord de la cupule, qui est soumise à un angle d'inclinaison de 30°. Les contraintes maximales étaient de 12,13 MPa pour

la prothèse en Co-Cr-Mo et la contrainte maximale de von Mises prévue dans la prothèse en CF / PA12 était de 9,45 MPa pour la région tête-col fémoral. D'autres études par éléments finis ont rapporté des contraintes allant jusqu'à 35,7 MPa dans le fémur intact [152].

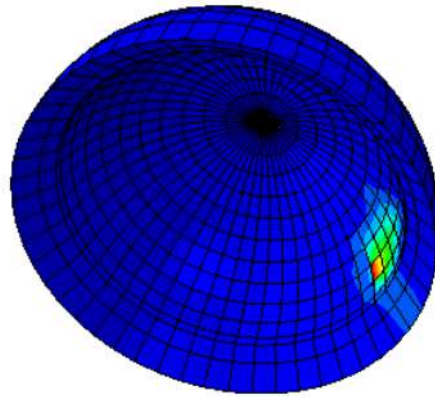
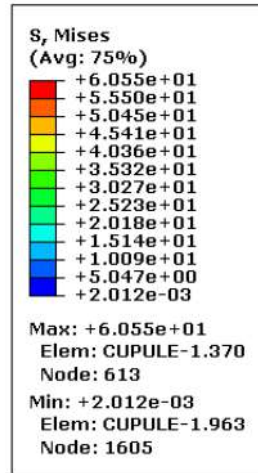


(a)

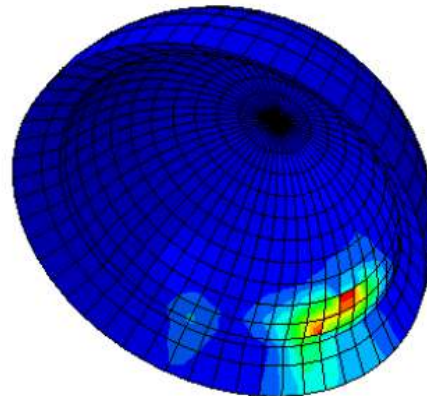
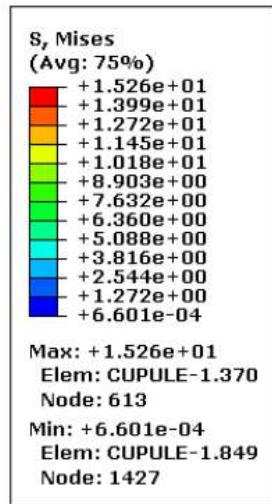


(b)

Figure 5.5 Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).



(a)



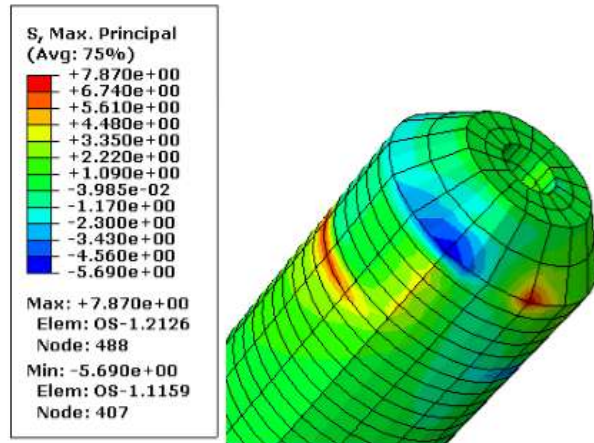
(b)

Figure 5.6 Distribution des contraintes de Von Mises dans la composante acétabulaire de la prothèse de resurfaçage de la hanche utilisant le nouveau design Marmel (a) en Co-Cr-Mo et (b) en composite (CF / PA12).

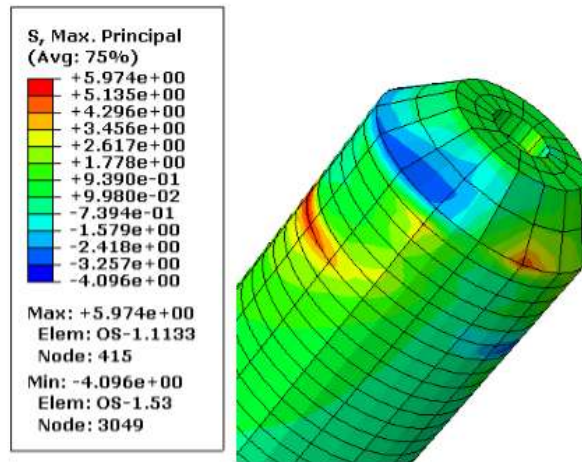
Tandis que dans les composants acétabulaires, les contraintes maximales étaient de 60,55 et 15,26 MPa pour la cupule en Co-Cr-Mo et en composite CF / PA12 respectivement. Ces résultats sont illustrés sur les figures 5.6 a et b. Un effet significatif de la conception Marmel au niveau de la surface d'appui de la cupule était observé en utilisant le matériau composite CF/PA12 au lieu des composants en Co-Cr-Mo.

Les résultats numériques ont montré que les contraintes de von Mises étaient plus uniformes et réduites dans tous les composants de la prothèse. Ces observations peuvent être reliées au potentiel de l'implant en composite pour réduire le « stress shielding », en particulier dans la région du col fémoral, et à la capacité de la nouvelle conception de la composante acétabulaire MARMEL de réduire la distribution de pression de contact.

Par conséquent, on peut conclure que l'utilisation d'un implant Marmel avec le matériau composite CF/PA12 constituerait un modèle d'implant composite plus approprié.



(a)



(b)

Figure 5.7 Contraintes principales dans l'os spongieux de resurfaçage de la hanche utilisant

Le risque de fracture est calculé en utilisant l'équation (5.1) citée ci-dessus, les contraintes principales relevées de la simulation, étaient de 7,87 MPA et 5,97MPA pour les prothèses de resurfaçages de hanche en Co-Cr-Mo et en CF/PA12 respectivement, comme illustré sur les Figure 5.7 a et b.

Tableau 5.2 Risque de fracture osseuse en traction et en compression pour les prothèses en Co-Cr-Mo et CF / PA12, respectivement.

Os du col fémoral de resurfaçage	Risque de fracture (RF)	
	Traction	Compression
Co-Cr-Mo	-0.82	0.66
CF/PA12	-0.59	0.5

Le risque de fracture prédit (RF) en traction et en compression pour les deux prothèses considérées dans cette étude est présenté dans le tableau 5.2. Les résultats de la simulation indiquent que le risque de fracture dans le cas d'une prothèse en CF / PA12 est inférieur à 1, ces valeurs de -0,59 (traction) et de 0.5 (compression) éliminent le risque de fracture osseuse dans la région du col fémoral. En revanche, dans le cas de la prothèse en Co-Cr-Mo, le risque de fracture avec une valeur de 0.66 est supérieur à celui de l'implant en CF/PA12, par conséquent, nous pouvons dire que les valeurs prédites du risque de fracture ont été influencées par le choix du matériau.

Les résultats de cette étude révèlent que l'utilisation du matériau composite CF / PA12 est une meilleure alternative pour la conception d'une prothèse de resurfaçage de hanche avec ce nouveau design Marmel.

5.2.6 Conclusion

Avec cette analyse numérique nous avons étudié l'utilisation d'un matériau composite (CF / PA12) pour une nouvelle conception de resurfaçage de la hanche qui a fait ses preuves, appelée Marmel. Cette étude a montré qu'un implant de resurfaçage de la hanche non cimentée en matériau composite CF/PA12 pourrait devenir une alternative intéressante lorsque la réduction de la zone de concentration de contraintes, la préservation du stock osseux et la prévention de la fracture osseuse sont souhaitées.

5.3. Analyse statique et en fatigue d'une prothèse de resurfaçage de hanche en CF/PA12 lors de la marche normale et de la montée d'escaliers avec le logiciel SolidWorks [154].

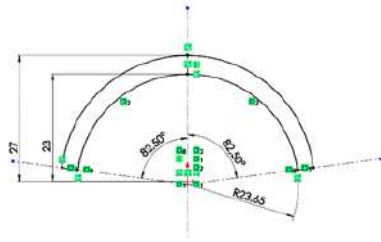
5.3.1 Modèle de la prothèse de resurfaçage de la hanche

La prothèse proposée est un implant de resurfaçage de la hanche du type Durom; avec des tailles de la composante acétabulaire de 46 à 68 mm et celles de la composante fémorale de 38 à 60 mm. On a choisi le diamètre 46 mm pour l'implant fémorale et pour la cupule un diamètre extérieur de 54 mm [132]. Nous avons choisi un diamètre relativement grand car le grand diamètre de la tête se rapproche de l'anatomie et limite le risque de la luxation.

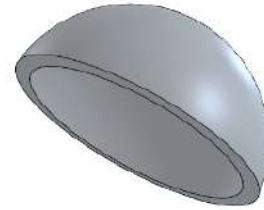
Le capital osseux est préservé non seulement en préservant le centre de la tête et du col fémorale, mais également en évitant une altération inutile de la zone métaphyso-diaphysaire de l'extrémité supérieure du fémur [133]. La longueur de la tige (L) est $L = D + 3$ mm, D = diamètre de la tête, dans notre cas égal à 46 mm, donc L égal à 49 mm [9]. Le diamètre du col fémoral est de 37 mm et celui de la tige est de 9 mm [133].

La cupule Durom n'était pas complètement hémisphérique, c'était un hémisphère tronqué dont l'angle d'ouverture était de 165° ce qui a permis d'augmenter les amplitudes articulaires et de respecter le plus possible le stock osseux acétabulaire, le jeu radial doit également être supérieur ou égal à $120\ \mu\text{m}$ [134].

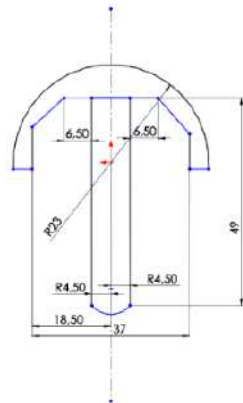
La réduction du jeu radial a une influence significative sur la répartition de la pression de contact entre les composants de l'implant [12]. En se basant sur ces données, le diamètre du jeu radial choisie était de $130\ \mu\text{m}$. Ce jeu présente l'une des caractéristiques les plus influençables sur les couples en contact, et il est défini comme la différence entre le diamètre interne de la cupule et le diamètre de la composante fémorale $2(R2-R1)$, qui joue un rôle majeur dans la lubrification [135]. Toutes ces dimensions sont illustrées sur notre modèle de la prothèse (figure 5.8).



(a) Le dimensionnement de la composante acétabulaire.



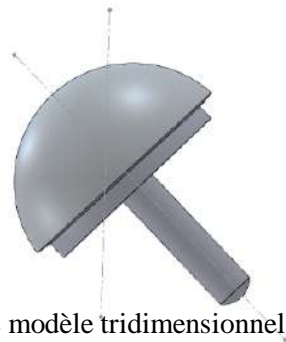
(b) Le modèle tridimensionnel de la cupule.



(c) Le dimensionnement de la tête fémorale.



(d) Le modèle tridimensionnel de la composante fémorale.



(e) Le modèle tridimensionnel de l'assemblage tête-cupule



(f) Section illustrant le contact des deux composants de la prothèse.

Figure 5.8 Géométrie et modèle des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche en composite CF / PA12 avec le logiciel SolidWorks.

Le matériau utilisé pour la conception de la prothèse de resurfaçage de la hanche proposée est le composite CF / PA12 (composite de fibre de carbone avec une résine de polyamide 12). Le matériau est considéré comme isotrope transverse à six couches orientées à ($\pm 45^\circ$). L'épaisseur de pli considérée est de 0,5 mm. Toutes les propriétés mécaniques composites sont résumées dans le tableau 5.3.

Tableau 5.3 Propriétés mécaniques du composite [16].

Propriétés mécaniques	valeurs
$E_1^{\text{compression}}, E_2^{\text{compression}}$	10[GPa]
ν_{12}, ν_{21}	0.4
G_{12}, G_{21}	4[GPa]
E_3	15.7[GPa]
ν_{13}, ν_{23}	0.4
G_{13}, G_{23}	6 [GPa]
ρ [136]	1.443[g/cm ³]

5.3.2. Conditions de chargement

Dans cette étude, une charge a été appliquée sur la surface de l’implant, le concept de "balance de Pauwels" montre que l’articulation de la hanche supporte environ 3 fois le poids du corps. Par conséquent, pour une personne pesant 75 kg, la force exercée au niveau de la hanche peut atteindre 2250N. Cette force est répartie sur la surface d'une demi-sphère qui est donc appliquée sur la tête fémorale. Pour s'approcher de la réalité, nous considérons deux activités quotidiennes de marche ; marche normale et montée d’escaliers pour notre analyse statique.

Les composantes de la force agissant sur le modèle de la tête fémorale nous permettent de reproduire toutes les phases de chaque mouvement en faisant varier la phase de la marche à différents pourcentages du cycle de la marche de 2, 13, 19, 50 et 63%. Les valeurs des composantes de la force correspondant aux différentes positions du cycle de la marche normale sont répertoriées dans (tableau 5.4).

Tableau 5.4 Variation des forces statiques appliquées à la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de marche lors de la marche normale.

Les composantes de la force	Pourcentages du cycle de la marche				
	2%	13%	19%	50%	63%
F_x [N]	-592.26	-760.5	-774	-672.75	-193.275
F_y [N]	83.62	-310.5	-177.75	472.5	19.32
F_z [N]	- 548.89	- 1532.25	- 1484.77	-1568.25	- 596.25

On suppose que ces composantes de la force par rapport à une charge verticale sont positionnées de manière anatomique selon un angle d'inclinaison de 45° et une antéversion de 0° dans l'os pelvien et fémoral [7], (figure 5.9.a).

Les conditions aux limites sont appliquées en fixant le composant de la tige fémorale, car il est parfaitement lié à l'os environnant. La cupule et la composante fémorale ont été maillées avec le logiciel solidworks, en utilisant un élément tridimensionnel d'ordre supérieur ; SC6R : triangles continus dans le plan à 6 nœuds, à intégration réduite et avec contrôle du "hourglass". Le nombre moyen d'éléments du modèle de composant acétabulaire est de 36407 et 39592 pour le composant de tête fémorale (figure 5.9.b). Le contact au niveau des surfaces d'appui étant considéré avec frottement, avec un coefficient de frottement de 0,25.

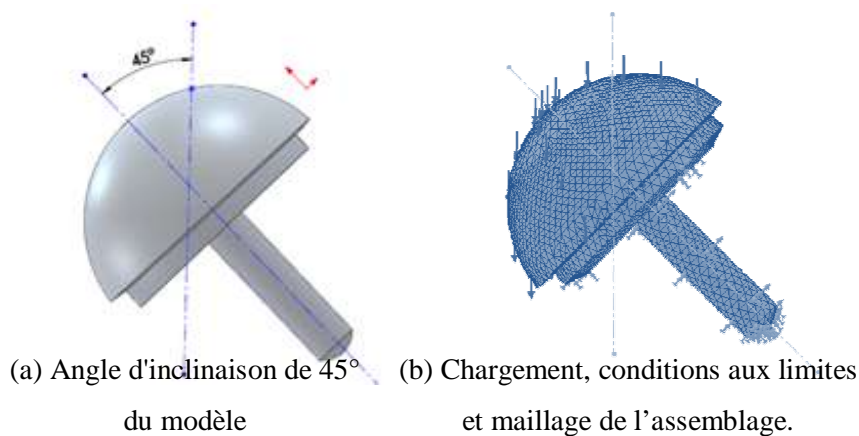


Figure 5.9 Positionnement, chargement, conditions aux limites et maillage de la prothèse entièrement en composite CF / PA12.

Dans notre analyse on a pris en considération une autre activité parmi les activités qui augmentent la sollicitation au niveau de l'articulation de la hanche, qui est la montée d'escaliers. Ce dernier conduit à des forces plus importantes, de l'ordre de 300 à 600% du poids corporel [25]. Les composantes des forces résultantes sont présentées dans le tableau 5.5 ci-dessous.

Tableau 5.5 Variation des forces appliquées sur la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de la marche lors de la montée d'escaliers.

Les composantes de la force	Pourcentages du cycle de la marche				
	2%	13%	19%	50%	63%
F_x [N]	-3553.56	-4563	-4644	-4036.5	-1159.65
F_y [N]	501.72	-1863	-1066.5	2835	115.92
F_z [N]	- 3293.34	- 9193.5	- 8908.62	-9409.5	- 3577.5

5.3.3. Résultats et discussions

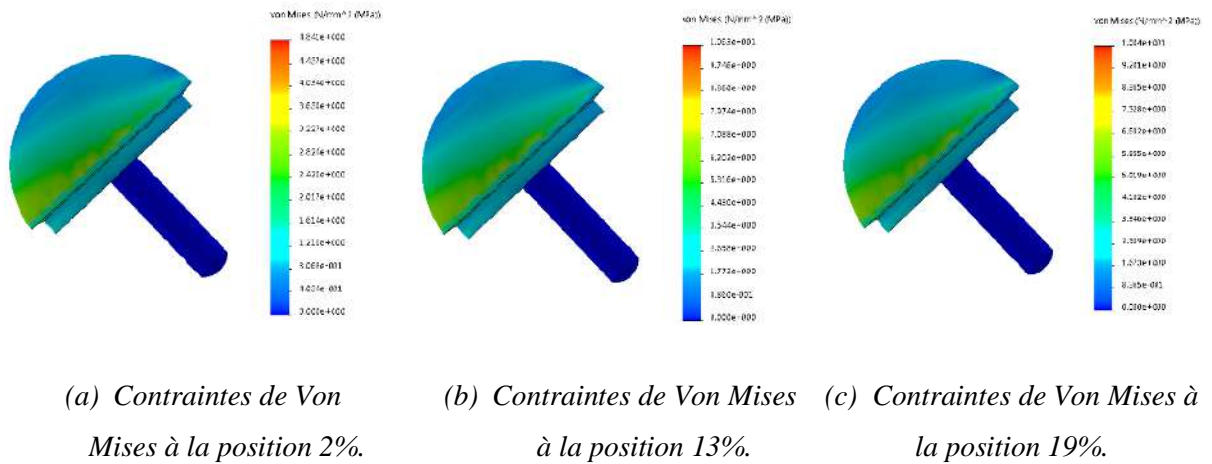
Dans cette partie, les résultats de l'analyse statique des activités de la marche normale et la montée d'escaliers ont été décrits et discutés.

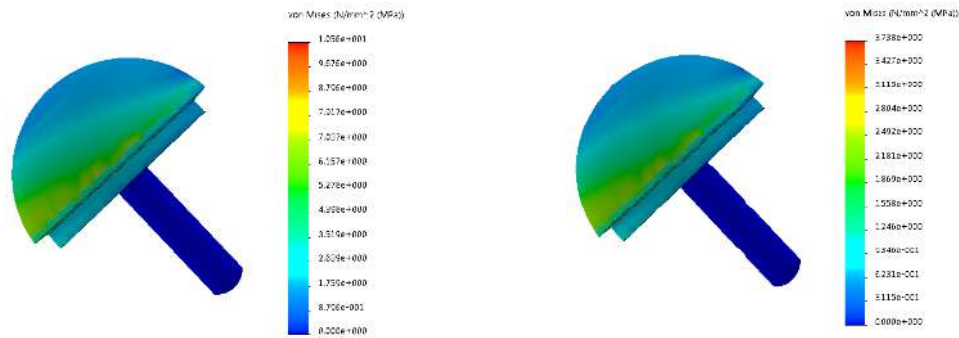
5.3.3.1. Résultats de l'analyse marche normale

Les résultats obtenus pour la distribution de l'analyse de contrainte de Von Mises dans l'implant ont été illustrés ci-dessous. Nous avons constaté que les contraintes de Von Mises les plus élevées se situent aux positions de 13%, 19% et 50% (Figure 5.10). Les valeurs maximales de contrainte de Von Mises à différentes positions du cycle de la marche ont été mentionnées ci-dessous (tableau 5.6).

Tableau 5.6 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la marche normale.

Différentes positions du Cycle de Gait	2%	13%	19%	50%	63%
Contraintes maximales de Von Mises [MPa]	4.841	10.630	10.040	10.056	3.798





(d) Contraintes de Von Mises
à la position 50%.

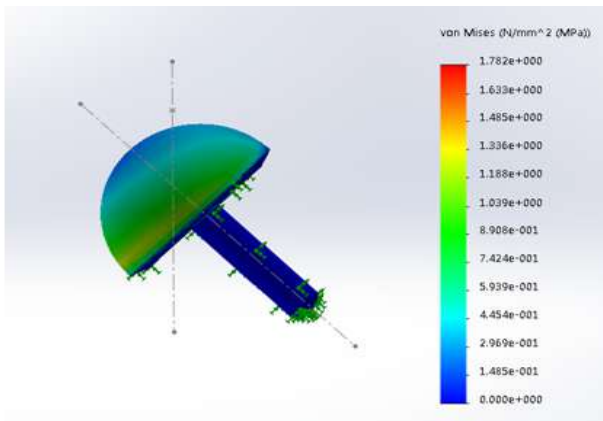
(e) Contraintes de Von Mises
à la position 63%.

Figure 5.10 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e :63%) du cycle de marche lors de la marche normale.

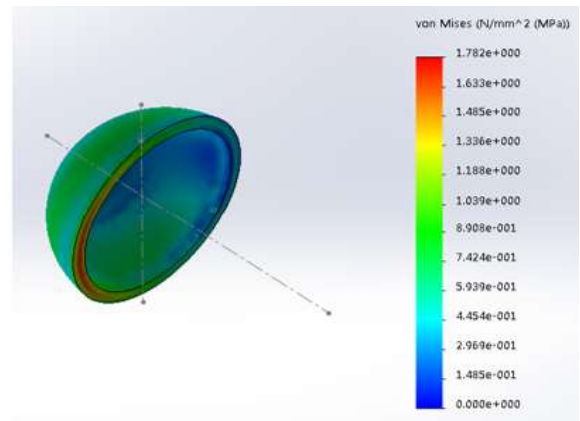
5.3.3.2. Discussion de l'analyse marche normale

Les contraintes de Von Mises les plus élevées se situent aux positions 13%, 19% et 50% (figure 5.10), en raison de la force maximale exercée sur l'articulation de la hanche au début de la phase d'appui du cycle de la marche, ce qui est conforme à la littérature. Notant que la valeur maximale de contrainte de Von Mises de 10.63 MPA à la position la plus sollicitée du cycle de marche normal est faible et ne présente aucun danger pour les os. Cela indique que ce matériau composite CF/PA12 convient pour la conception de la prothèse de resurfaçage de la hanche.

Nous avons choisi la position du cycle de marche à 19% parmi les positions étudiées pour illustrer la forme tracée par la répartition des contraintes sur la surface de contact de la prothèse (à l'extérieur du composant de la tête fémorale et à l'intérieur de la cupule). La tête et la cupule étant deux surfaces souples, les contraintes obtenues sont réparties sur environ les trois quarts de la surface externe de la tête et de la surface interne de la cupule, ce qui est déjà prouvé dans la littérature [25] (figure 5.11 a et b).



(a) Répartition des contraintes sur la surface externe de la composante fémorale

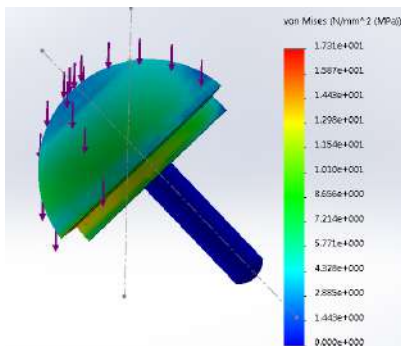


(b) Répartition des contraintes sur la surface interne de la cupule.

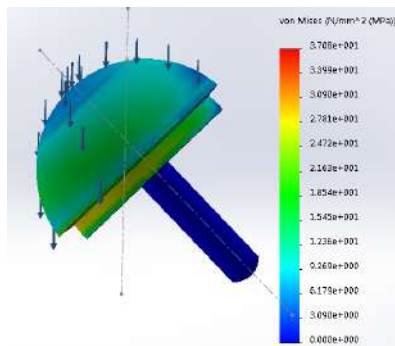
Figure 5.11 Répartition des contraintes sur les surfaces des composants de la prothèse de resurfaçage de hanche.

5.3.3.3. Résultats de l'analyse montée d'escaliers

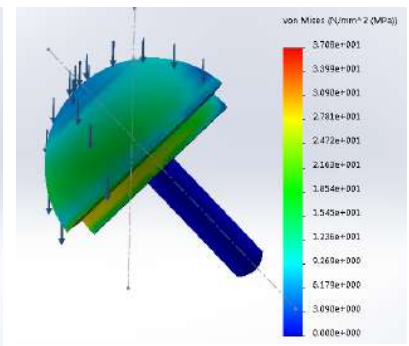
Les résultats de l'analyse statique lors de la montée d'escaliers ont montré la réponse de l'articulation de la hanche à une charge importante due à l'activité de la montée d'escaliers. Dans cette analyse, les zones de concentration de contraintes n'ont pas vraiment changé, sauf que les contraintes obtenues sont plus grandes, puisque l'implant est davantage sollicité dans cette activité de la marche humaine (figure 5.12).



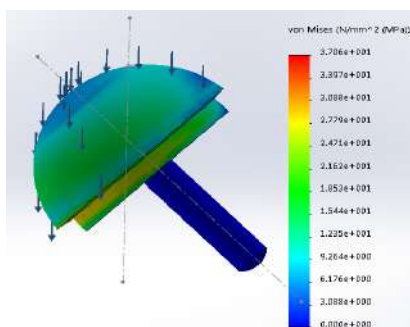
(a) Contraintes de Von Mises à la position 2%.



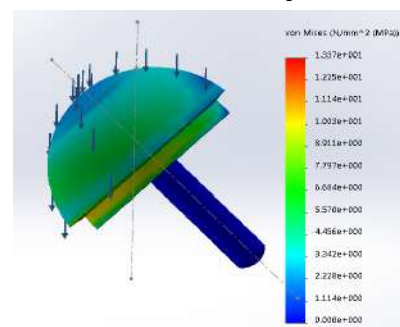
(b) Contraintes de Von Mises à la position 13%.



(c) Contraintes de Von Mises à la position 19%.



(d) Contraintes de Von Mises à la position 50%.



(e) Contraintes de Von Mises à la position 63%.

Figure 5.12 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a : 2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e : 63%) du cycle de marche lors de la montée d'escaliers.

Tableau 5.7 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la montée d'escaliers.

Différentes positions du Cycle de Gait	2%	13%	19%	50%	63%
Contraintes maximales de Von Mises [MPa]	17.31	37.08	37.08	37.06	13.37

5.3.3.4. Discussion de l'analyse montée d'escaliers

Le pic maximal de contrainte de Von Mises de 37.08 MPA correspond à la position 19% du cycle de la marche, qui représente presque quatre fois la valeur de la contrainte de la même position lors de la marche normale, en raison de la magnitude de la force appliquée à la prothèse pendant cette activité.

La répartition des contraintes de Von Mises dans la prothèse de resurfaçage de hanche entièrement conçue en composite CF / PA12 sollicitée par des charges statiques lors des deux activités, marche normale et montée d'escaliers est illustrée ci-dessous (figure 5.13).

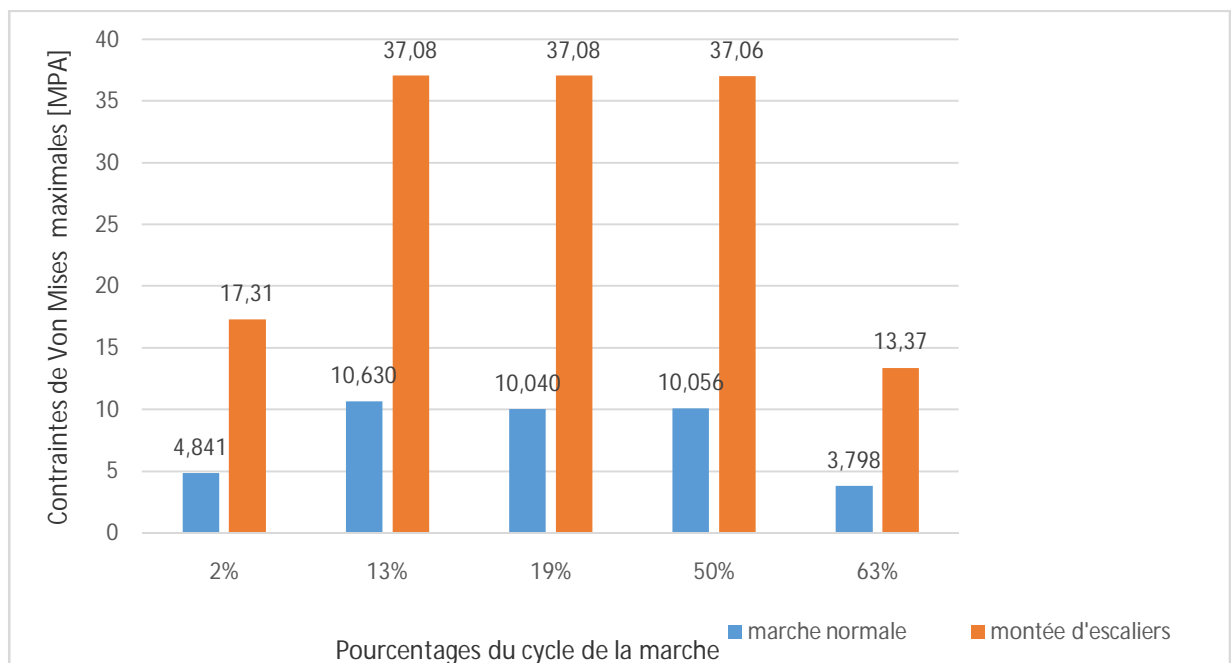


Figure 5.13 Comparaison des résultats obtenus entre les deux activités (marche normale et montée d'escaliers) en différentes positions du cycle de la marche.

De la comparaison illustrée sur la figure 5.13, nous avons constaté que le chargement lors de la montée d'escaliers génère des contraintes plus élevées que celui de la marche normale. Bien que les contraintes maximales de Von Mises soient plus élevées dans le cas de l'activité de la montée d'escaliers, elles restent faibles par rapport aux contraintes limites du matériau, ce qui est un avantage pour la durabilité de la prothèse et aussi pour la préservation de l'os, cette faible concentration de contrainte sur la prothèse réduira la concentration de contrainte générée par l'implant sur l'os, ce qui réduit le risque de rupture de ce dernier.

5.3.4. Analyse en fatigue

Pour l'analyse en fatigue, l'activité de montée d'escaliers conduit à des forces plus importantes, et en fonction des différentes positions du cycle de la marche étudiées précédemment, ces forces assez élevées deviennent cycliques, pouvant avec le temps causer une fatigue de la prothèse.

Dans ce contexte, ces forces appliquées sur l'implant en composite CF/PA12 avec les mêmes conditions aux limites citées ci-dessus, ont été amplifiées afin de prédire la durée de vie de notre modèle, en utilisant le logiciel solidworks.

La courbe d'endurance σ -N obtenue est illustrée sur la figure 5.14 en termes de contraintes de Von Mises maximales et de nombres de cycles. Comme le montre la figure une résistance à la fatigue de 10^6 à des niveaux de charges assez élevés, et qui dépassent de loin les charges que pourra subir une prothèse de hanche.

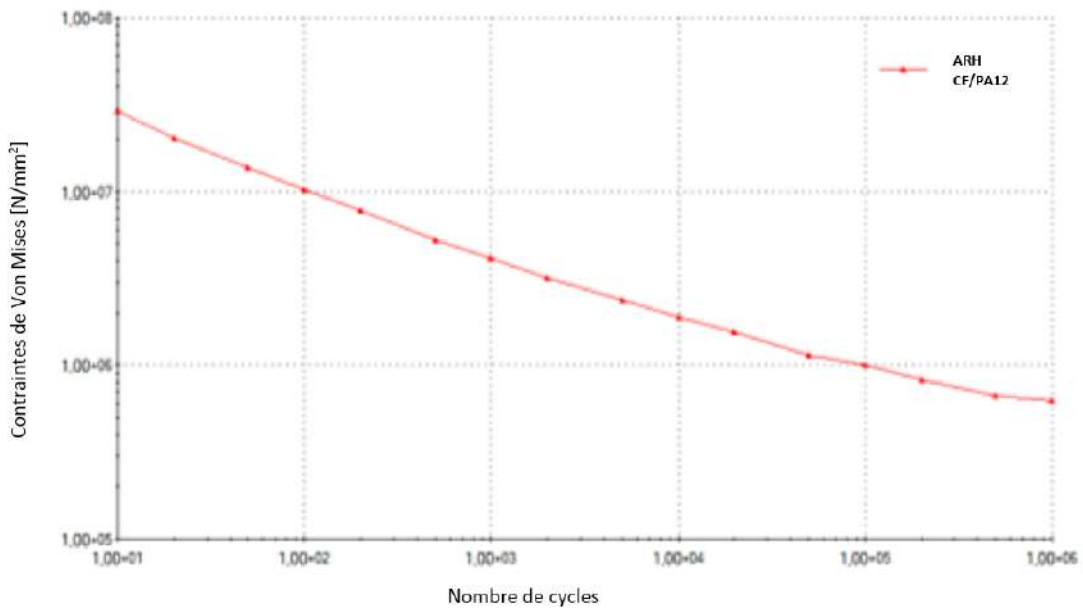


Figure 5.14 Diagramme d'endurance (σ -N) pour l'implant en CF/PA12.

5.3.5. Conclusion

Nous avons concentré dans notre analyse sur le couple de frottement composite/composite de la prothèse de resurfaçage de hanche. Sur la base des résultats d'analyse par la méthode des éléments finis statiques et en fatigue, les contraintes de Von Mises maximales ont été calculées. Les résultats ont montré que les contraintes maximales sur les prothèses en composites CF / PA12 étaient faibles sous une charge statique.

Les effets des charges cycliques appliquées sur l'articulation de la hanche sont bien illustrés par l'analyse statique de la montée d'escaliers. Donc, sous ce chargement, les contraintes maximales obtenues étaient encore faibles et si éloignées des contraintes limites, elles indiquent que la prothèse de resurfaçage de la hanche entièrement conçue avec le matériau composite CF / PA12 est sans danger pour la fatigue sous charges répétitives.

La courbe d'endurance σ -N confirme la longue durée de vie de la prothèse. Cette performance en fatigue de notre implant de resurfaçage de hanche entièrement conçue avec du composite CF / PA12 confirme qu'il figure parmi les implants les plus appropriés pour le remplacement de la hanche.

5.4. Analyse statique et en fatigue d'une prothèse de resurfaçage de hanche en CF/PA12 lors de la marche normale et de la montée d'escaliers avec le code de calcul Abaqus.

5.4.1. Introduction

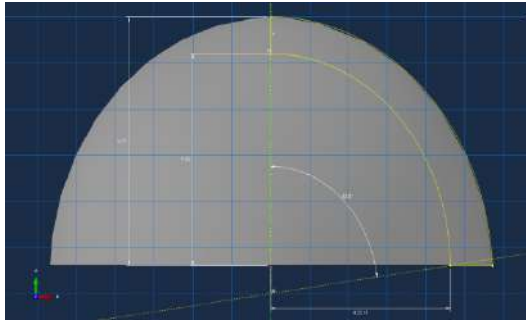
L'étude précédente était effectuée avec le logiciel Solidworks, nous avons constaté que cette analyse en fatigue aura plus de valeur, si nous pourrions avoir d'autres détails, concernant le matériau, la charge dynamique appliquée et sur les différentes phases de la courbe d'endurance σ -N.

Pour atteindre cet objectif, le logiciel Abaqus était utilisé pour effectuer cette analyse numérique par la méthode des éléments finis, cela nous a permis de faire entrer plus de paramètres concernant les caractéristiques mécaniques du matériau composite CF/PA12, bien définir la charge dynamique appliquée et avoir plus de détails sur les contraintes obtenues en fonction de nombres de cycles adéquats.

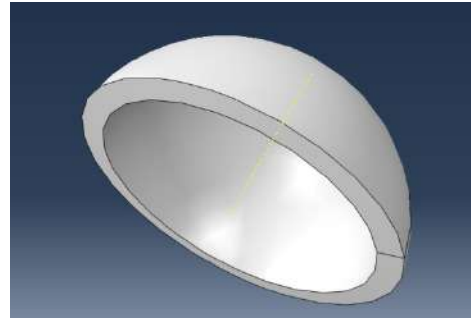
5.4.2. Modèle de la prothèse de resurfaçage de la hanche

La prothèse proposée est un implant de resurfaçage de la hanche du type Durom de diamètre de 46 mm pour l'implant fémorale et pour la cupule un diamètre extérieur de 54 mm. La longueur de la tige est de 49 mm. Le diamètre du col fémoral est de 37 mm et celui de la tige est de 9 mm.

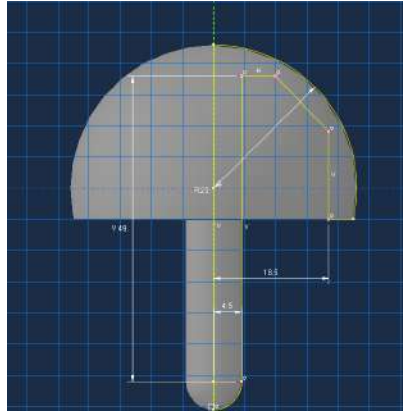
Toutes les caractéristiques de l'ensemble cupule/ tête fémorale de la prothèse sont les mêmes que celles utilisées dans l'analyse précédente avec le logiciel Solidworks. Toutes ces dimensions sont illustrées sur notre modèle de la prothèse (figure 5.15)



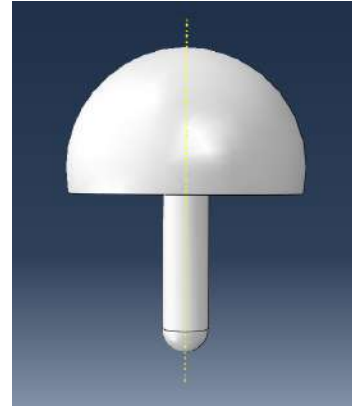
(a) Le dimensionnement de la composante acétabulaire.



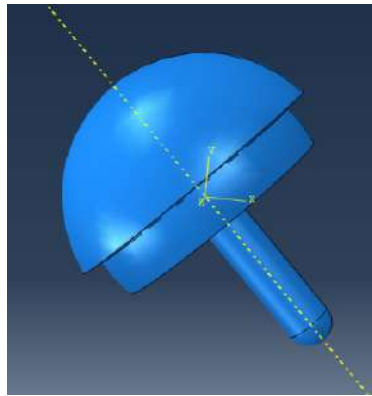
(b) Le modèle tridimensionnel de la cupule.



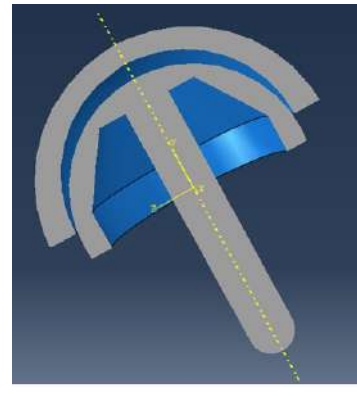
(c) Le dimensionnement de la tête fémorale.



(d) Le modèle tridimensionnel de la composante fémorale.



(e) Le modèle tridimensionnel de l'assemblage tête-cupule



(f) Section illustrant le contact des deux composants de la prothèse.

Figure 5.15 Géométrie et modèle des composants de la prothèse de resurfaçage de la hanche en composite CF / PA12.

Le matériau utilisé pour la conception de la prothèse de resurfaçage de la hanche proposée est le composite CF / PA12 (composite de fibre de carbone avec une résine de polyamide 12). Avec l'augmentation du nombre de couches du stratifié, le matériau est considéré comme isotrope transverse [16] à six couches orientées à $(\pm 45^\circ)$ représentées par $[(\pm 45^\circ)]_6$. L'épaisseur de pli considérée est de 0,5 mm [11] (figure 5.16). Toutes les propriétés mécaniques du composite sont résumées dans le tableau 5.8.

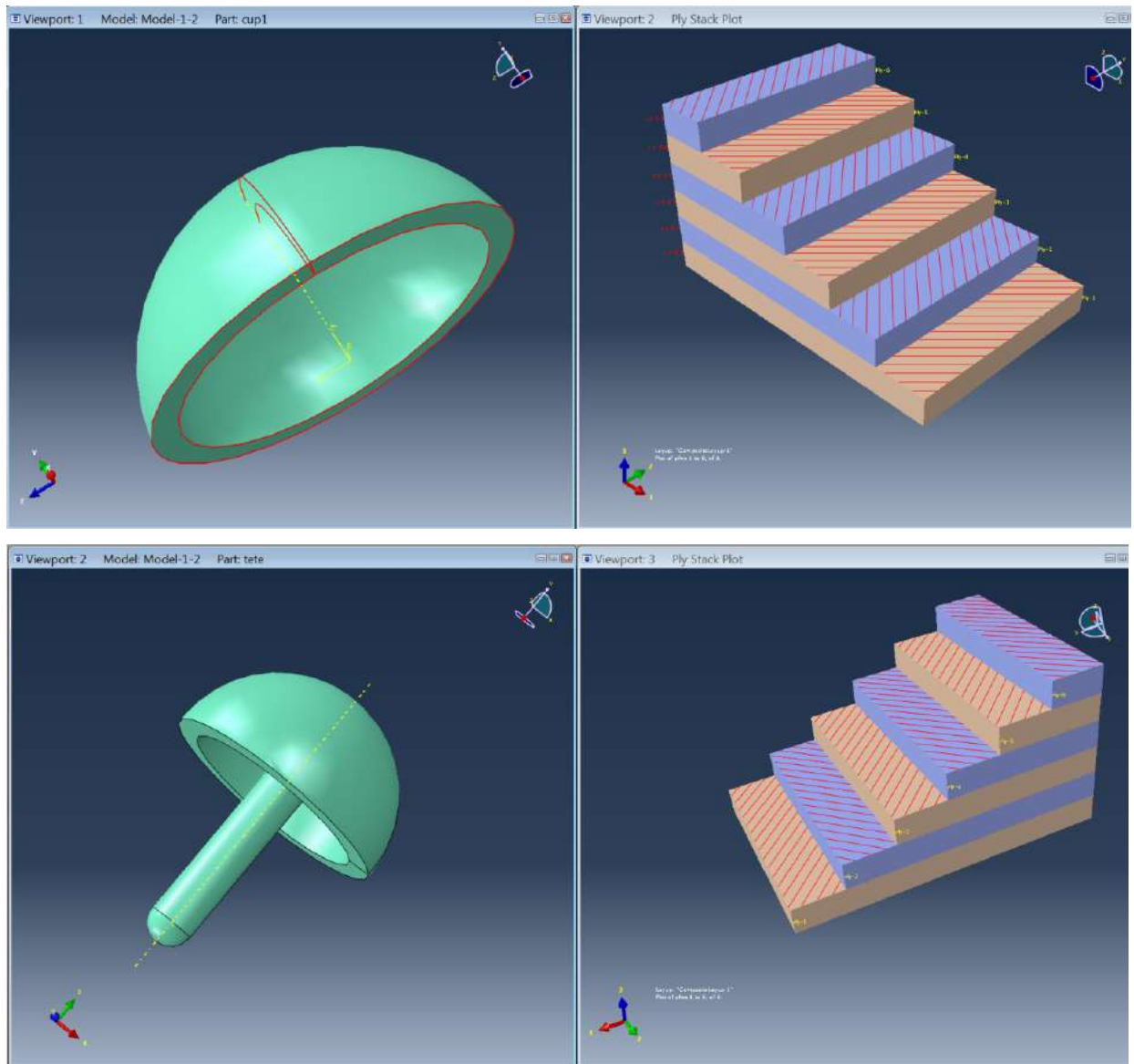


Figure 5.16 La configuration utilisée pour le matériau composite CF/PA12 $[(\pm 45^\circ)]_6$.

Tableau 5.8 Propriétés mécaniques du composite [16].

Propriétés mécaniques	valeurs
$E_1^{\text{compression}}, E_2^{\text{compression}}$	10[GPa]
ν_{12}, ν_{21}	0.4
G_{12}, G_{21}	4[GPa]
E_3	15.7[GPa]
ν_{13}, ν_{23}	0.4
G_{13}, G_{23}	6 [GPa]
ρ [136]	1.443[g/cm ³]
R_e [144]	3000 [MPa]
σ_{ut} [144]	3000 [MPa]
$\sigma_{rupture}$ [142]	4000 [MPa]

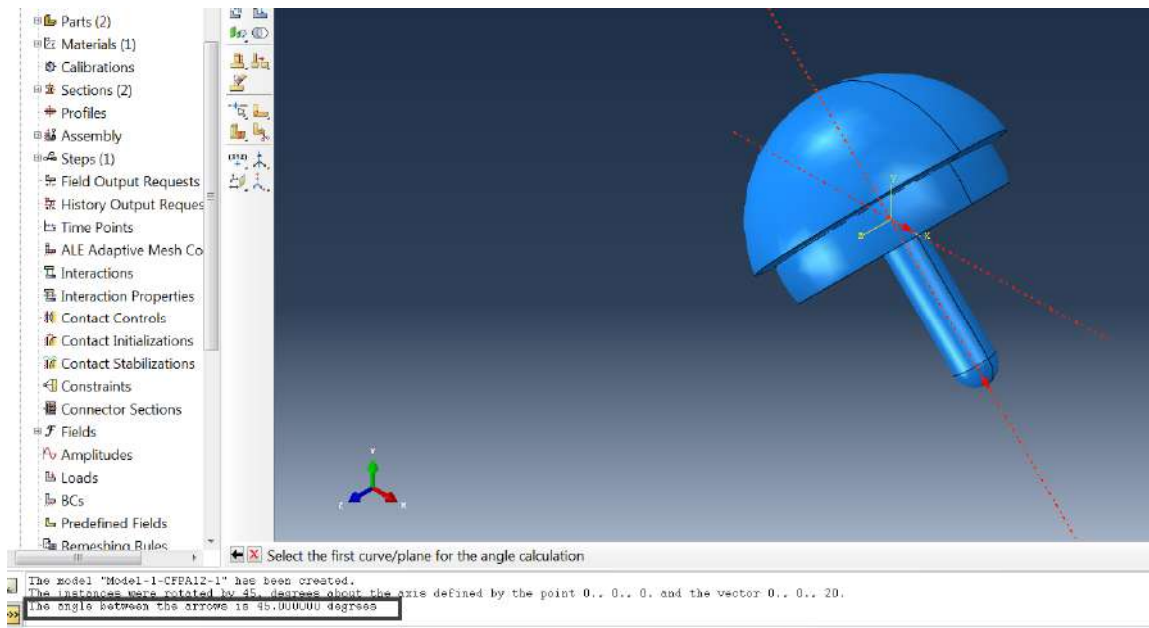
5.4.3 Conditions de chargement

Dans cette étude, une charge était appliquée sur la surface de l'implant, le concept de "balance de Pauwels" montre que l'articulation de la hanche supporte environ 3 fois le poids du corps. Par conséquent, pour une personne pesant 75 kg, la force exercée au niveau de la hanche peut atteindre 2250N. Pour s'approcher de la réalité, nous considérons deux activités quotidiennes de marche ; marche normale et montée d'escaliers pour notre analyse statique.

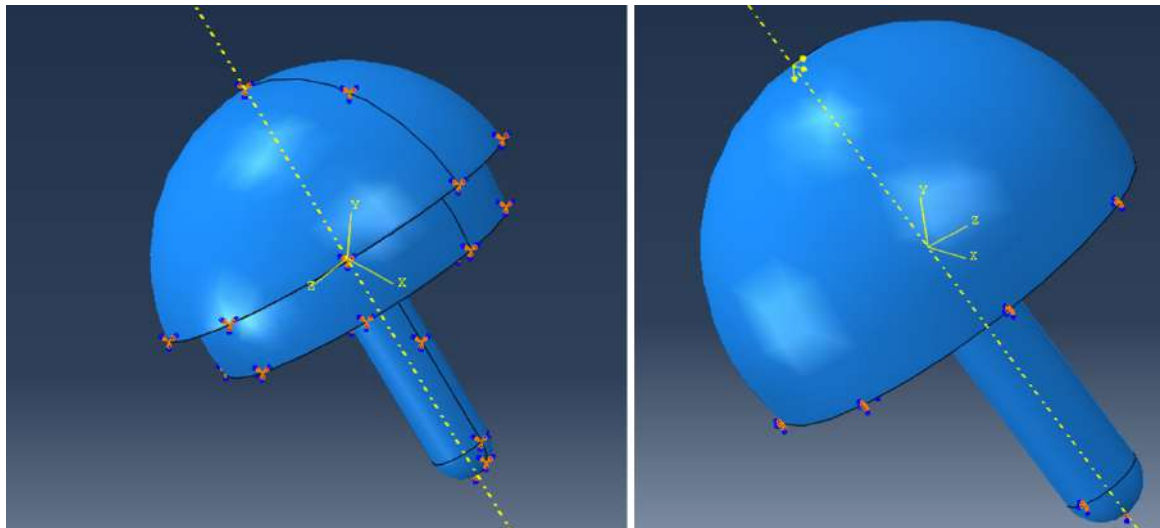
Les composantes de la force agissant sur le modèle de la tête fémorale nous permettent de reproduire toutes les phases de chaque mouvement en faisant varier la phase de la marche à différents pourcentages du cycle de la marche de 2, 13, 19, 50 et 63% [137]. Les valeurs maximales des forces sont celles qui correspondent aux positions 13%, 19% et 50% du cycle de la marche, sont les positions où les forces de contact de la hanche sont les plus élevées car il s'agit d'un soutien unipodal (contact d'un seul pied au sol) cycle de marche, donc aux positions de 2% et 63%, les forces de contact de la hanche sont minimales en raison de la phase bipodale (contact des deux pieds au sol) dans le cycle de la marche [138]. Les valeurs des composantes de la force correspondant à différentes positions du cycle de la marche sont répertoriées dans (tableau 5.9).

On suppose que ces composantes de la force par rapport à une charge verticale sont positionnées de manière anatomique selon un angle d'inclinaison de 45° et une antéversion de 0° dans l'os pelvien et fémoral [7], (figure 5.17.a).

Les conditions aux limites sont appliquées en fixant le composant de la tige fémorale, car il est parfaitement lié à l'os environnant (figure 5.17.b). Les logiciels modernes utilisant la méthode des éléments finis pour résoudre les problèmes de contact, abordent généralement ces problèmes par le biais de deux théories de base qui, bien que leurs approches soient différentes, conduisent aux solutions souhaitées.



(a) angle d'inclinaison de 45° du modèle



(b) conditions de chargement et conditions aux limites de l'assemblage des composants

Figure 5.17 Positionnement, chargement et conditions aux limites de la prothèse entièrement en composite CF / PA12.

L'une de ces théories est connue sous le nom de méthode de la fonction de pénalité et l'autre en tant que méthode des multiplicateurs de Lagrange. La principale différence entre eux réside dans la manière dont ils intègrent dans leur formulation, l'énergie potentielle des surfaces en contact. La méthode de la fonction de pénalité, en raison de son économie, a été mieux acceptée. La méthode est très utile pour résoudre les problèmes de contact par frottement, tandis que la méthode de Lagrange, basée sur des multiplicateurs, est connue pour sa précision. Dans notre cas, nous avons choisi une méthode de fonction de pénalité.

Le contact au niveau des surfaces d'appui étant considéré avec frottement, avec un coefficient de frottement de 0,25 [139].

Tableau 5.9 Variation des forces statiques appliquées à la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de marche lors de la marche normale.

Les composantes de la force	Pourcentages du cycle de la marche				
	2%	13%	19%	50%	63%
F_x [N]	-592.26	-760.5	-774	-672.75	-193.275
F_y [N]	83.62	-310.5	-177.75	472.5	19.32
F_z [N]	- 548.89	- 1532.25	- 1484.77	-1568.25	- 596.25

Dans notre analyse on a pris en considération une activité parmi les activités qui augmentent la sollicitation au niveau de l'articulation de la hanche, qui est la montée d'escaliers. Ce dernier conduit à des forces plus importantes, de l'ordre de 300 à 600% du poids corporel [25]. Les composantes des forces résultantes sont présentées dans le tableau 5.10 ci-dessous.

Tableau 5.10 Variation des forces appliquées sur la prothèse en fonction des différentes positions du cycle de la marche lors de la montée d'escaliers.

Les composantes de la force	Pourcentages du cycle de la marche				
	2%	13%	19%	50%	63%
F_x [N]	-3553.56	-4563	-4644	-4036.5	-1159.65
F_y [N]	501.72	-1863	-1066.5	2835	115.92
F_z [N]	- 3293.34	- 9193.5	- 8908.62	-9409.5	- 3577.5

La courbe de fonction tracée par la force le long de ces positions du cycle de la marche, était de forme sinusoïdale, afin de reproduire les schémas de chargement de la marche humaine sur l'articulation de la hanche [140], comme indiqué sur (figure 5.18).

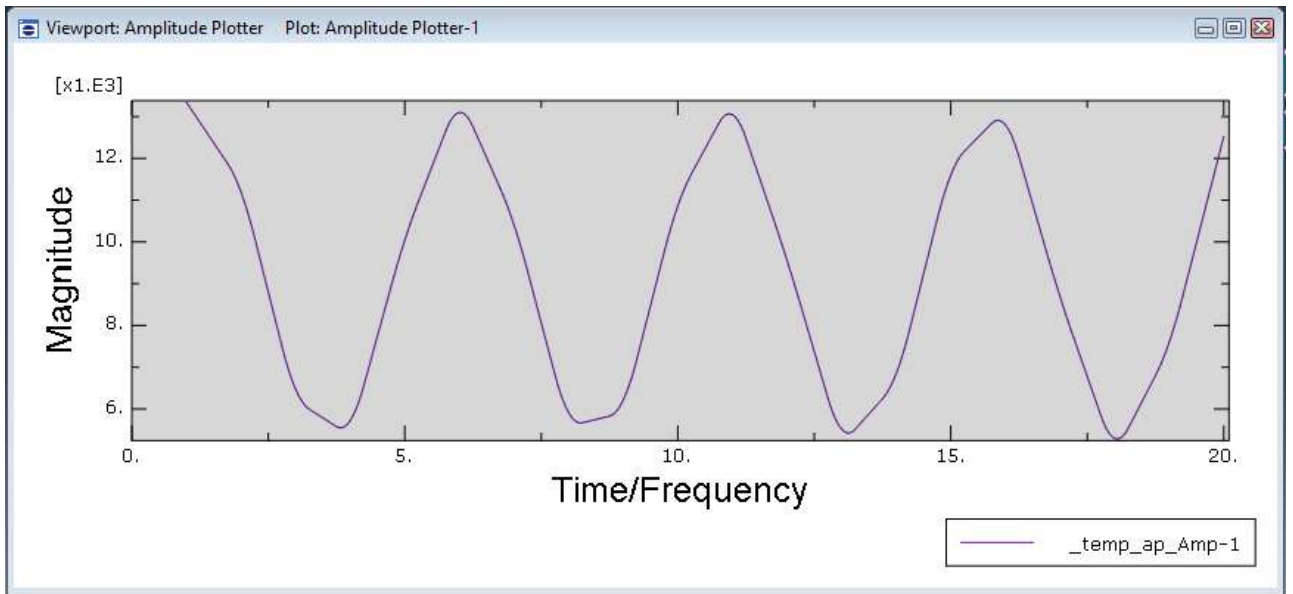


Figure 5.18 *Forme sinusoïdale de la charge appliquée sur une prothèse de resurfaçage de hanche pour l'activité de la montée d'escaliers.*

L'analyse en fatigue dynamique a été réalisée sur une prothèse de resurfaçage de hanche en composite (CF / PA12) sous compression cyclique répétée à une fréquence de 6 Hz [14], avec les mêmes positions du cycle de la marche citées ci-dessus. La force dynamique est calculée (figure 5.19), selon l'expression de la fonction périodique suivante :

$$f(x) = a \sin\left(\frac{2\pi}{T} x\right) + F_m(5,2)$$

Où T est la période,

F_m est la force moyenne et,

a est l'amplitude.

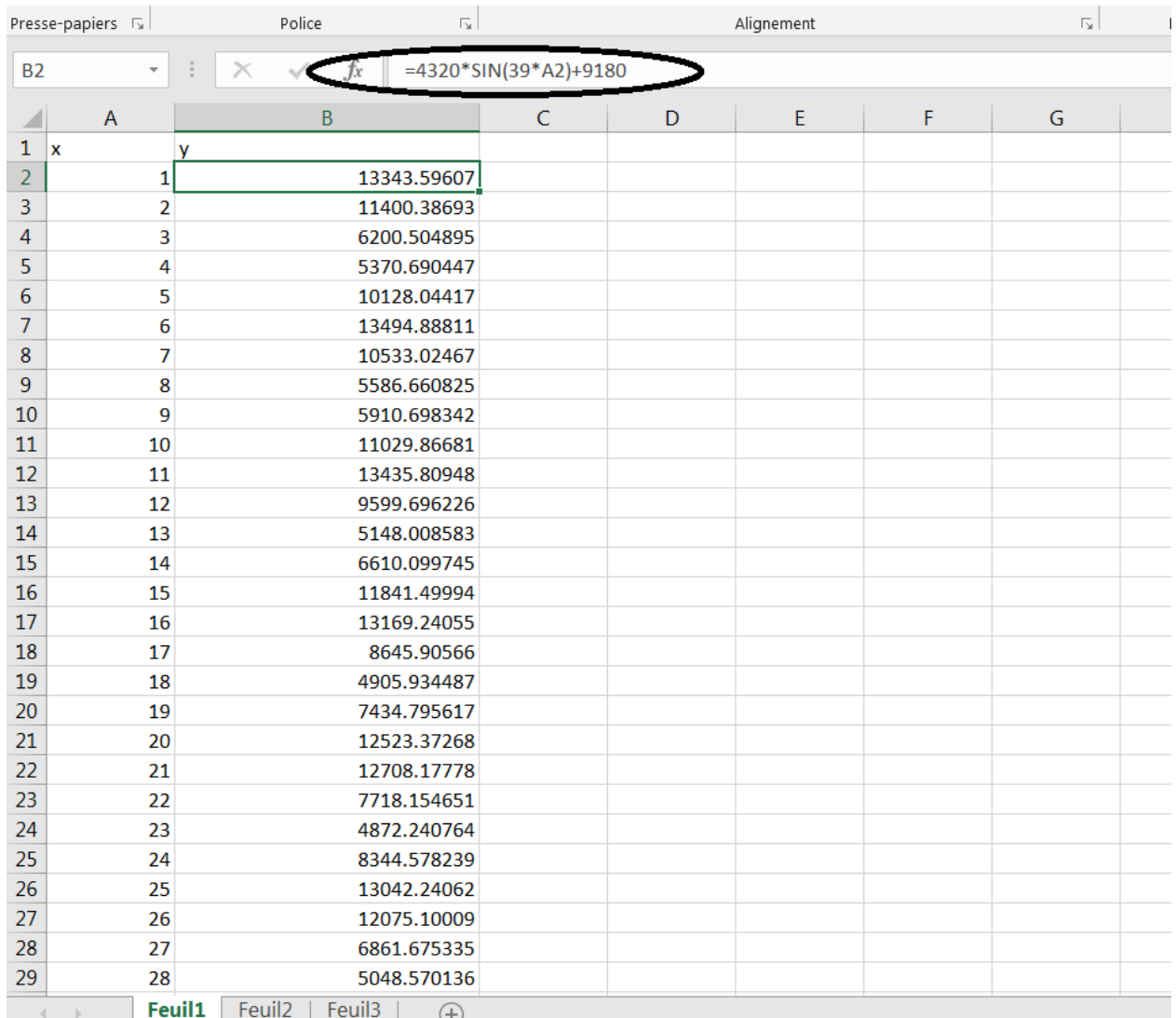


Figure 5.19 Calcul de la force dynamique sur une feuille Excel, selon l'expression de la fonction périodique citée ci-dessus.

Afin d'évaluer numériquement la durabilité mécanique de la prothèse en composite, elle est soumise à cinq niveaux différents de chargement (20KN, 16KN, 15KN, 13KN et 12KN) sous différents nombres de cycles (10^4 , 10^5 , 10^6 , 10^7 et 10^9) respectivement. La contrainte maximale de chaque niveau est ensuite comparée à la contrainte à rupture.

Les allongements à la rupture sont calculés à l'aide des relations ci-dessous [141] :

$$A_{fC} = \frac{R_{mfc}}{E_C} \quad (5,3)$$

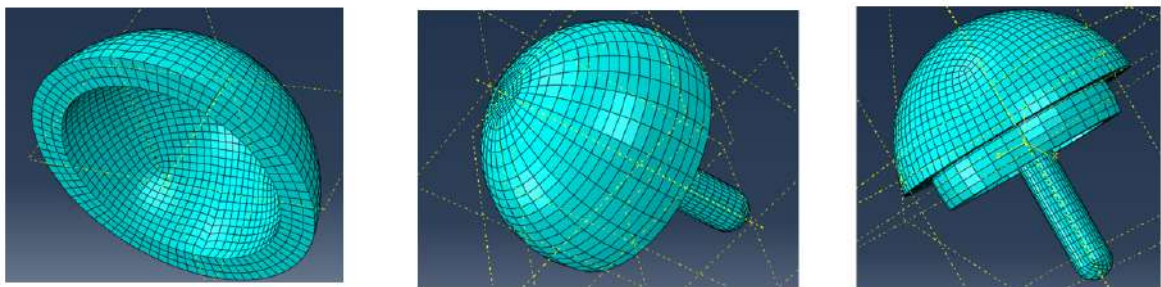
$$A_{mPA12} = \frac{R_{mPA12}}{E_{PA12}} \quad (5,4)$$

En calculant l'allongement à la rupture de la fibre de carbone et de la matrice PA12, nous avons constaté que l'allongement à la rupture des fibres (1.3%) est inférieur à celui de la matrice (2.6%), donc à travers ce calcul, on déduit que les fibres se rompt en premier. Ainsi, la contrainte de rupture du composite est celle des fibres.

5.4.4 Analyse par éléments finis

L'analyse par éléments finis a été utilisée pour calculer l'analyse du comportement statique et en fatigue dynamique sur un implant de resurfaçage de la hanche entièrement composée de composite CF / PA12. Cette analyse est effectuée à l'aide du code de calcul Abaqus (version 6.14) sur un PC à processeur DELL i5, 2,3 GHz. La cupule et le composant fémoral ont été maillés en utilisant des éléments C3D8R du code de calcul Abaqus, briques linéaires à 8 noeuds à intégration réduite et avec contrôle du "hourglass".

Le nombre moyen d'éléments du modèle de composant acétabulaire est de 2012 et 3338 du composant de tête fémorale (figure 5.20).



a) Modèle de cupule maillée b) Modèle de tête fémorale maillée c) Assemblage maillé

Figure 5.20 Maillage par éléments finis de la prothèse de Hanche.

5.4.5 Analyse en fatigue

La simulation du chargement cyclique dynamique permet de représenter l'effet de l'activité du patient sur la durabilité et la conception de la prothèse ; Par conséquent, une analyse dynamique a bien illustré les effets des charges de fatigue appliquées à la prothèse. Dans cette étude, la durée de vie en fatigue de la prothèse est basée sur l'interprétation de la courbe de whöler effectuée avec les résultats numériques obtenues, et en déduisant le facteur de sécurité qui repose sur la théorie de Goodman en fatigue, les contraintes moyennes σ_m et les contraintes alternées σ_a dans la théorie de Goodman en fatigue sont définies par les relations inférieures à (5,5), (5,6) respectivement. Selon la théorie de Goodman modifiée, la relation entre la contrainte moyenne et la contrainte d'alternance est mentionnée (5,6), où σ_e est la limite d'endurance et σ_{ut} est la résistance à la traction maximale du matériau [143]. Le facteur de fatigue de la sécurité devient comme dans (5,8) [143].

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (5,5)$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (5,6)$$

$$\frac{\sigma_a}{\sigma_e} + \frac{\sigma_m}{\sigma_{ut}} = \frac{1}{n} (5,7)$$

$$n_f = \frac{1}{\frac{\sigma_a}{\sigma_e} + \frac{\sigma_m}{\sigma_{ut}}} (5,8)$$

5.4.6. Résultats et discussions

Dans cette partie, les résultats de l'analyse statique, et de la fatigue dynamique cyclique ont été décrits et discutés.

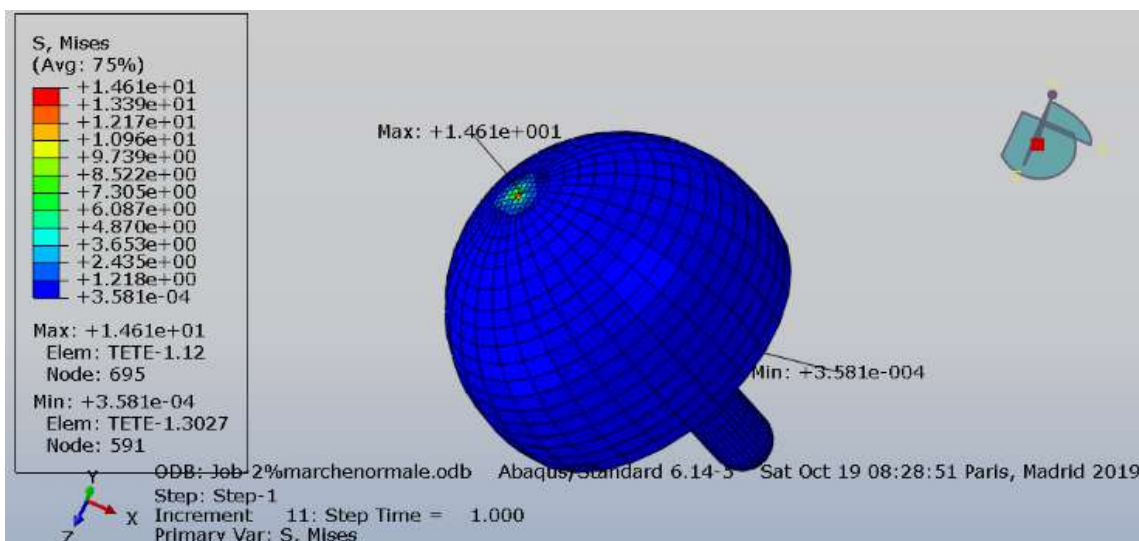
5.4.6.1. Résultats de l'analyse statique

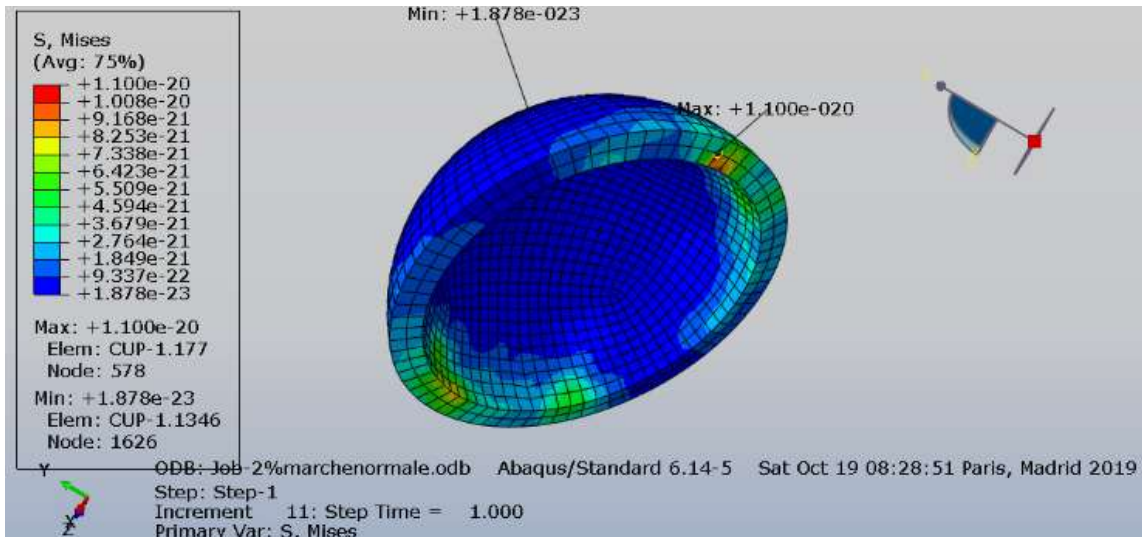
5.4.6.1.1. Résultats de l'analyse marche normale

Les résultats obtenus pour la distribution de contrainte de Von Mises dans l'implant ont été illustrés ci-dessous. Nous avons constaté que la contrainte Von Mises la plus élevée se situe aux positions de 13%, 19% et 50% (figure 5.21). Les valeurs maximales de contrainte de Von Mises à différentes positions du cycle de la marche ont été mentionnées ci-dessous (tableau 5.11).

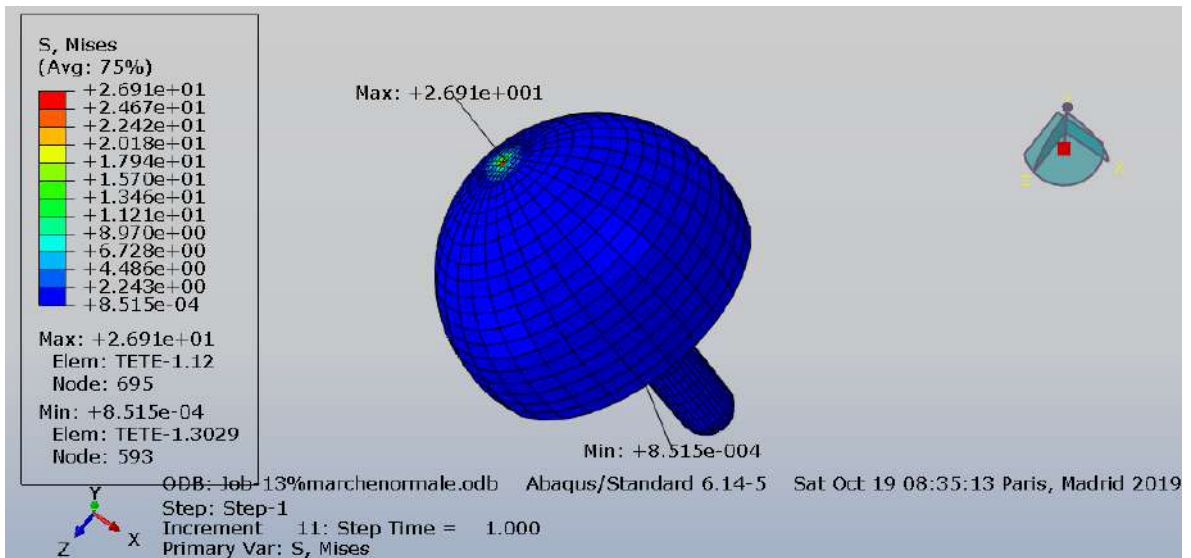
Tableau 5.11 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique de la marche normale.

Différentes positions du Cycle de Gait	2%	13%	19%	50%	63%
Contraintes maximales de Von Mises [MPa]	14.61	26.91	26.65	27.62	9.29

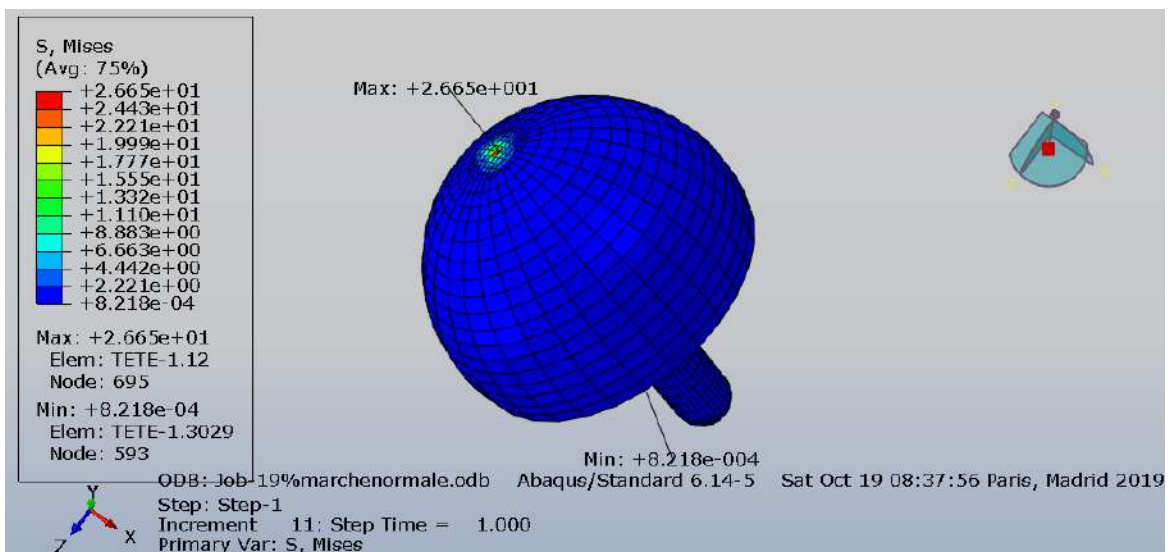




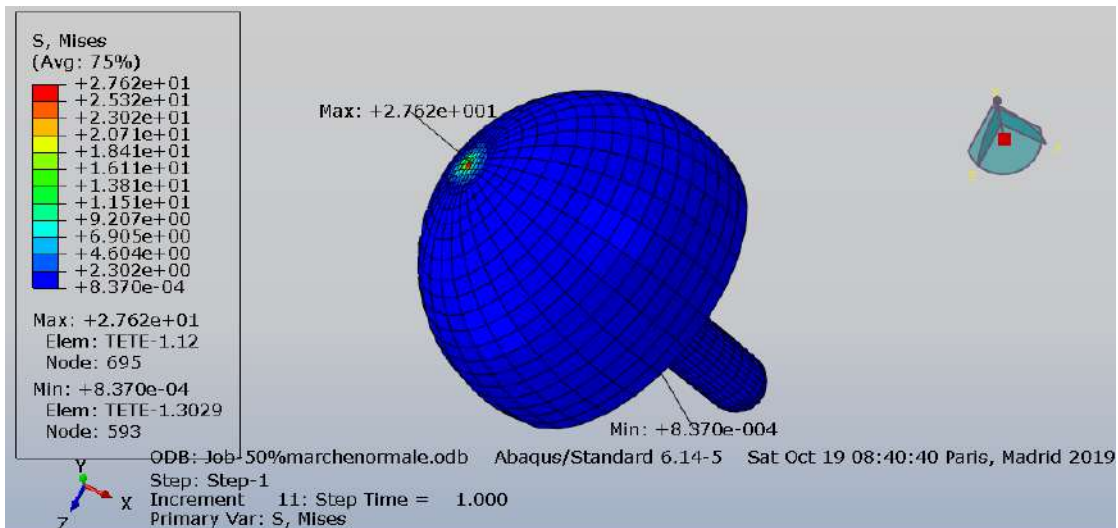
(a) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale et la cupule à la position 2%.



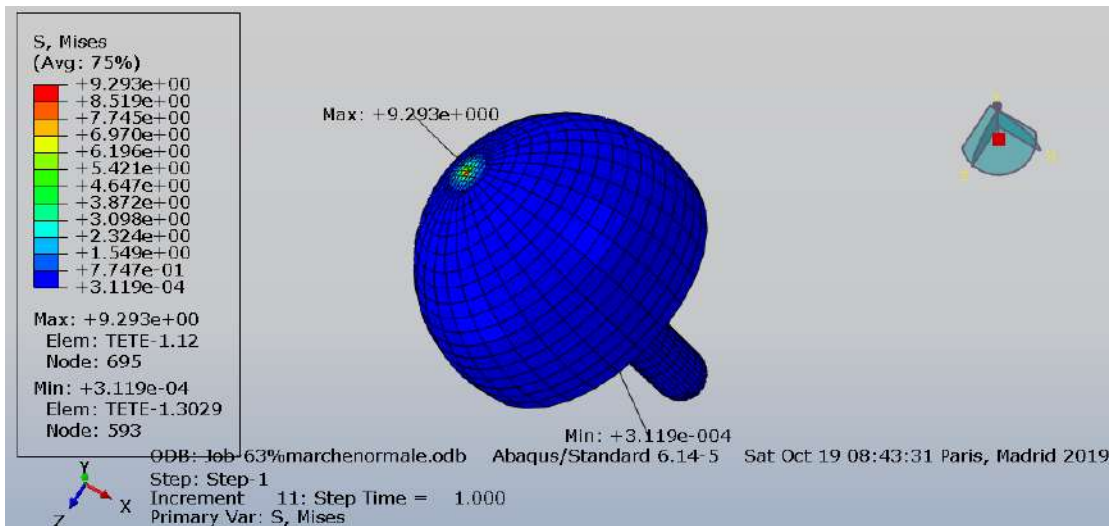
(b) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 13%.



(c) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 19%.



(d) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 50%.



(e) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 63%.

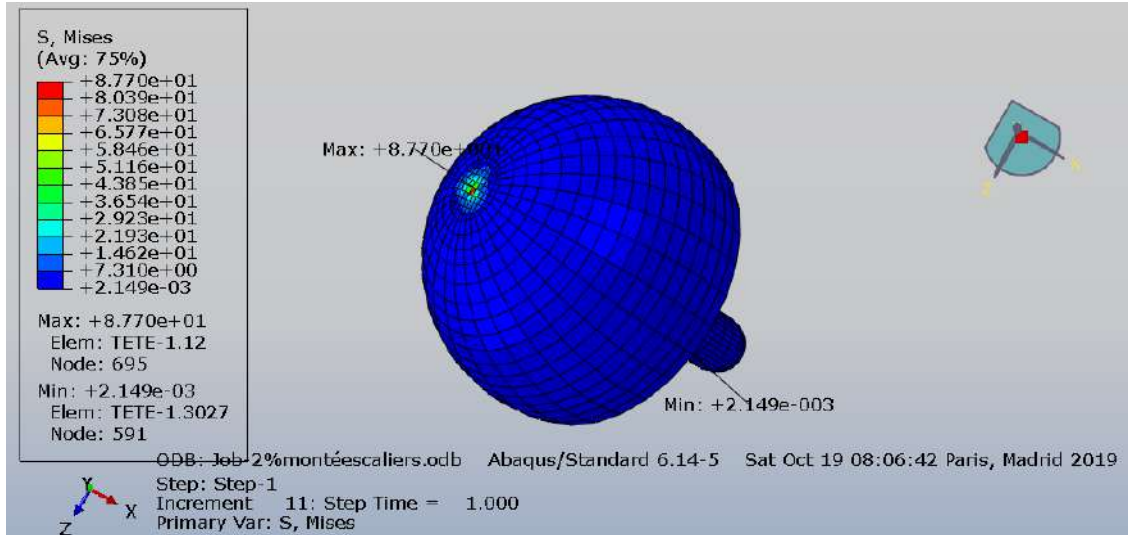
Figure 5.21 Distribution des contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de la hanche en CF / PA12 sous différents niveaux de charge à différentes positions (a :2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e :63%) du cycle de marche lors de la marche normale.

5.4.6.1.2 Discussion de l'analyse marche normale

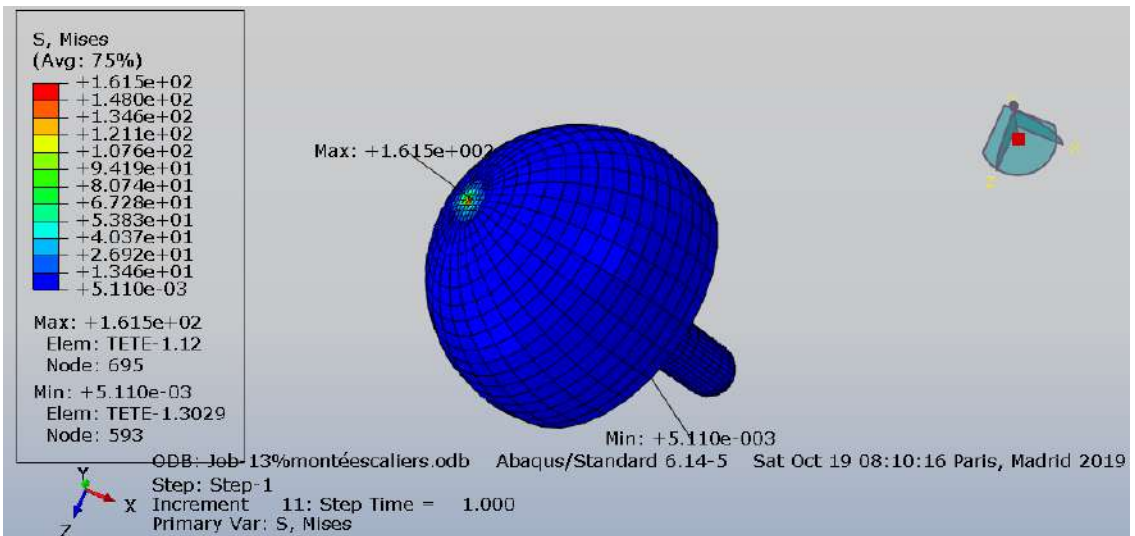
Les contraintes de Von Mises les plus élevées se situent aux positions 13%, 19% et 50% (figure 5.22), en raison de la force maximale exercée sur l'articulation de la hanche au début de la phase d'appui du cycle de la marche, ce qui est conforme à la littérature. Notant que la valeur maximale de contrainte de Von Mises de 27.62 MPA à la position la plus sollicitée du cycle de marche normal est faible et ne présente aucun danger pour les os. Cela indique que ce matériau composite CF/PA12 convient pour la conception de la prothèse de resurfaçage de la hanche.

5.4.6.1.3 Résultats de l'analyse montée d'escaliers

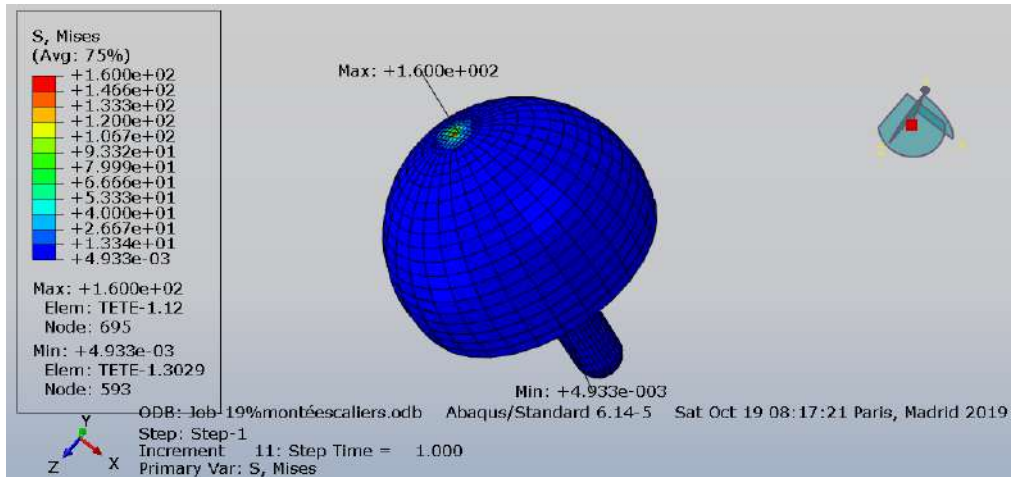
Les résultats de l'analyse statique lors de la montée d'escaliers ont montré la réponse de l'articulation de la hanche à une charge importante due à l'activité de la montée d'escaliers. Dans cette analyse, les zones de concentration de contraintes n'ont pas vraiment changé, sauf que les contraintes obtenues sont plus grandes, puisque l'implant est davantage sollicité dans cette activité de la marche humaine (figure 5.22).



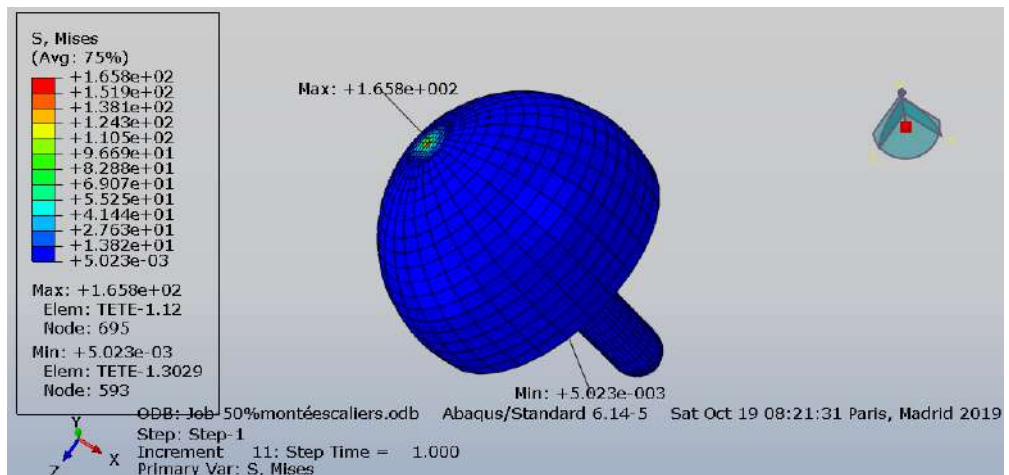
(a) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 2%.



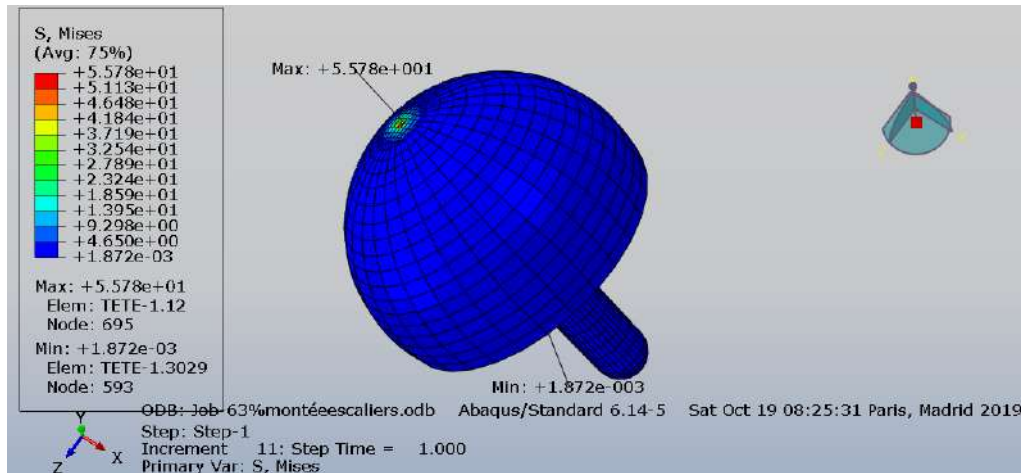
(b) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 13%.



(c) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 19%.



(d) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 50%.



(e) Contraintes de Von Mises sur la tête fémorale à la position 63%.

Figure 5.22 Distribution de contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de hanche CF / PA12 sous différents niveaux de charge de contrainte à différentes positions du cycle de marche (a : 2%, b : 13%, c : 19%, d : 50%, e : 63%) lors de la montée d'escaliers.

5.4.6.1.4 Discussion de l'analyse montée d'escaliers

Le pic maximal de contrainte de Von Mises de 165.8 MPA correspond à la position 50% du cycle de la marche, qui représente six fois la valeur de la contrainte de la même position lors de la marche normale, en raison de la magnitude de la force appliquée à la prothèse pendant cette activité. Nous confirmons que la courbe obtenue est similaire à celle observée dans la littérature [37], ce qui prouve la fiabilité des résultats obtenus (figure 5.23).

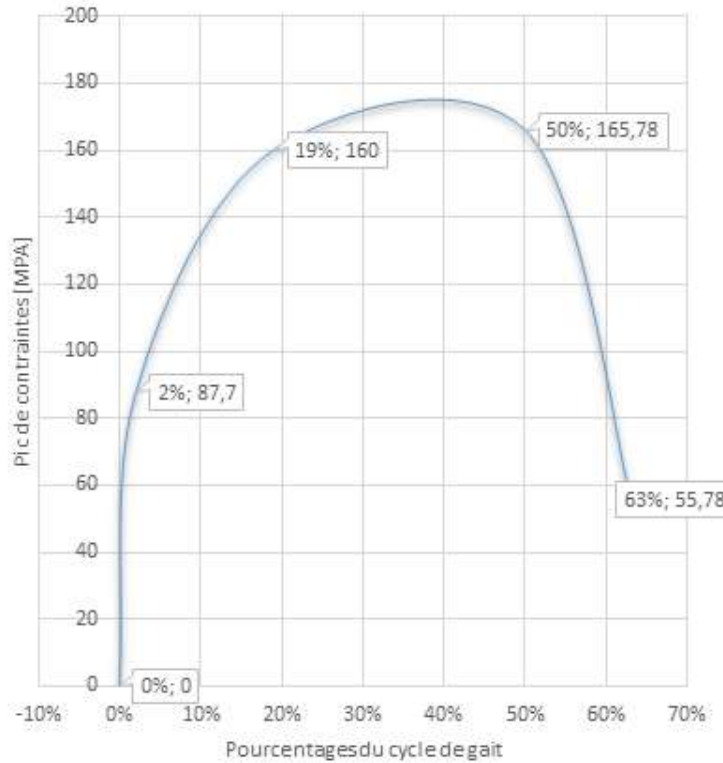


Figure 5.23 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse statique lors de la montée d'escaliers.

5.4.6.1.5 Comparaison entre les résultats des deux activités

La répartition des contraintes de Von Mises dans la prothèse de resurfaçage de la hanche entièrement en composite CF / PA12 sollicitée par des charges statiques lors des deux activités (marche normale et montée d'escaliers) est illustrée ci-dessous (figure 5.24).

De la comparaison, nous avons constaté que le chargement lors de la montée d'escaliers génère des contraintes plus élevées que celui de la marche normale. Les valeurs sont autour de 161.5MPa, 160MPa et 165.8MPa à 13%, 19% et 50% respectivement du cycle de la marche, tandis que pour la marche normale ordre de 26.91 MPA, 26.65MPa et 27.62 MPA pour les mêmes positions. Dans l'analyse statique, les positions du cycle de la marche de 13%, 19% et 50% représentent l'appui unipodal de la marche. La valeur de la force appliquée sur l'implant lors d'une marche normale est étroite comparativement à celle dans la montée

d'escaliers, la force maximale serait 23% plus élevée lors de la montée d'escaliers que lors d'une marche normale [25].

Les résultats de la répartition des contraintes de Von Mises obtenus aux positions 2%, et 63% du cycle de la marche sont de 87.7 MPA et 55.78 MPA respectivement, nous remarquons que ces valeurs sont faibles par rapport aux valeurs des autres positions parce qu'elles représentent l'appui bipodal du cycle de la marche.

Bien que les contraintes maximales de Von Mises soient plus élevées dans le cas de l'activité de la montée d'escaliers, elles restent faibles par rapport aux contraintes limites du matériau, ce qui est un avantage pour la durabilité de la prothèse et aussi pour la préservation de l'os, cette faible concentration de contrainte sur la prothèse réduira la concentration de contrainte générée par l'implant sur l'os, ce qui réduit le risque de rupture de ce dernier.

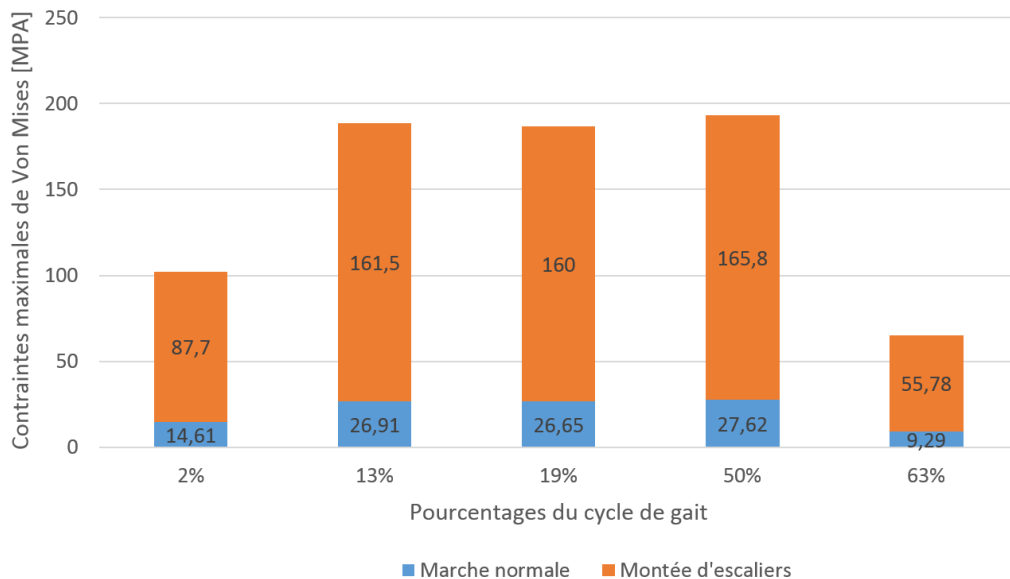


Figure 5.24 Comparaison des résultats obtenus entre les deux activités (marche normale et montée d'escaliers) en différentes positions du cycle de la marche.

5.4.6.2. Résultats de l'analyse en fatigue dynamique

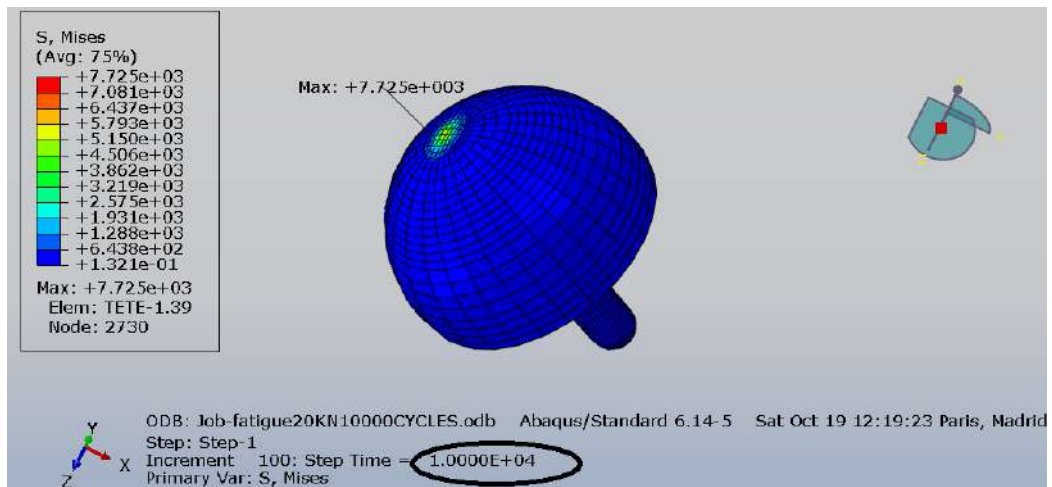
Les contraintes de Von Misses obtenues par l'analyse par éléments finis sont utilisées dans les calculs de la durée de vie en fatigue. Toutes les analyses en fatigue sont effectuées selon des critères de durée de vie infinie ($N = 10^9$ cycles).

Des analyses cycliques statiques et dynamiques de la prothèse doivent être effectuées pour garantir une longue durée de vie de la conception. Les prothèses sont souvent conçues en fonction des résultats de l'analyse statique. Les analyses d'éléments finis statiques sont généralement effectuées sous des charges pondérales. Cependant, les effets dynamiques peuvent ajouter environ 10 à 25% ou plus de charge à la prothèse, ce qui doit être pris en compte pour ne pas causer de rupture en fatigue de la prothèse.

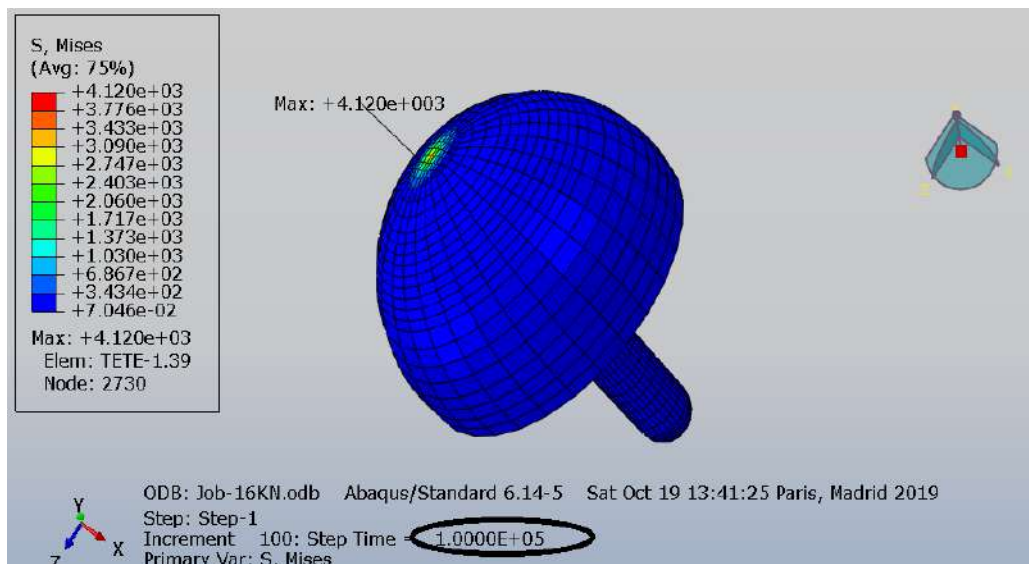
Chapitre 5 : Simulation numérique

Afin d'évaluer la durabilité mécanique de la prothèse de resurfaçage en composite CF/PA12, nous avons effectué une analyse numérique en fatigue dynamique sur la base des résultats d'analyses statiques. La prothèse est soumise à cinq niveaux différents de chargements cycliques de 20KN, 16KN, 15KN, 13KN et 12KN selon l'expression de la fonction périodique citée ci-dessus (5,2), sous différents nombres de cycles de 10^4 , 10^5 , 10^6 , 10^7 et 10^9 respectivement, la contrainte maximale obtenue pour chaque niveau est ensuite comparée à la contrainte à rupture.

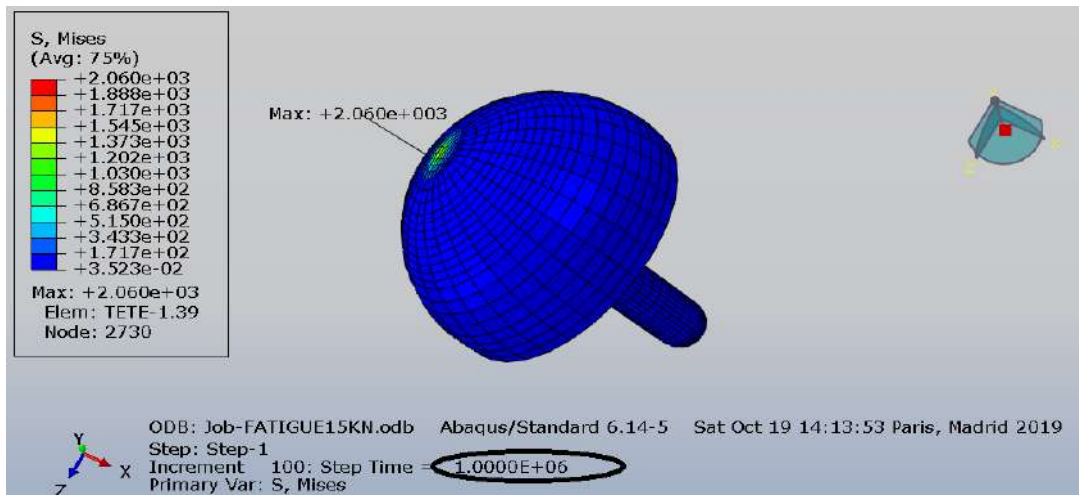
Les résultats obtenus pour la distribution de contrainte de Von Mises dans l'implant dans cette analyse ont été illustrés ci-dessous (figure 5.25) et (tableau 5.12) :



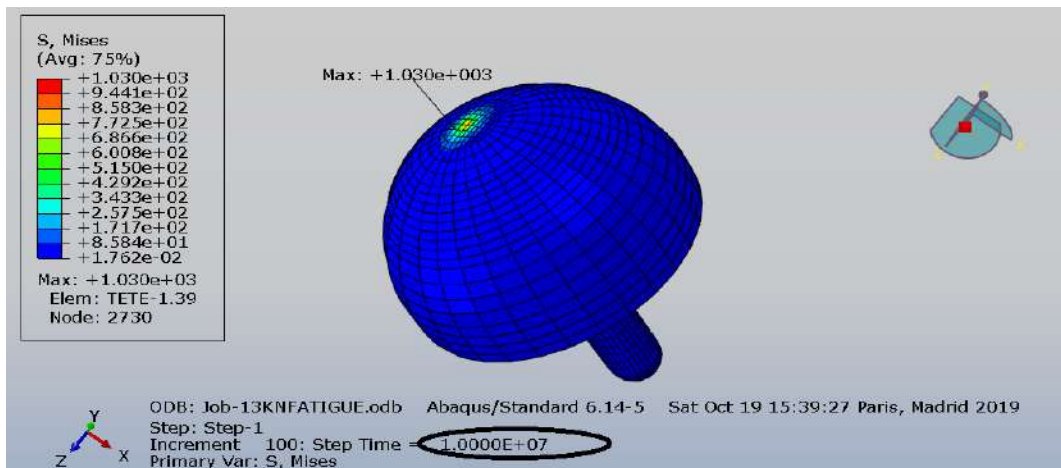
a) Contraintes de Von Mises dans la tête fémorale sous une charge cyclique de 20KN et à 10^4 cycles.



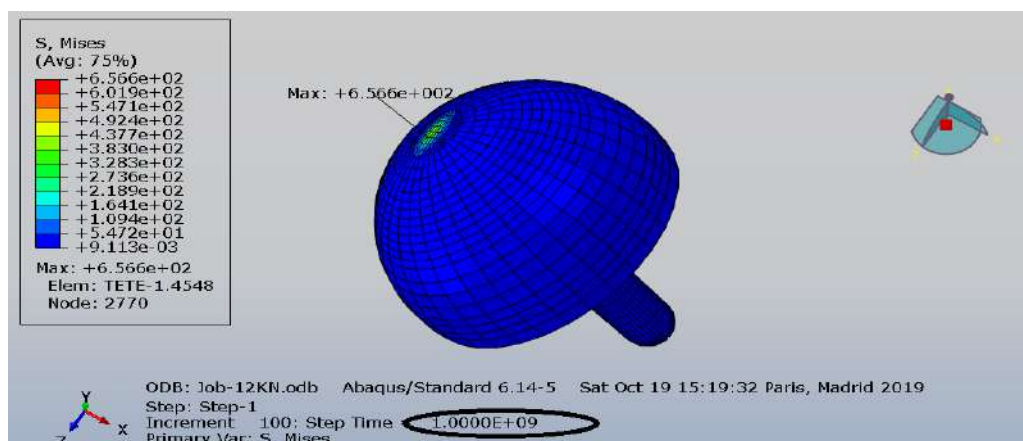
b) Contraintes de Von Mises dans la tête fémorale sous une charge cyclique de 16KN et à 10^5 cycles.



c) Contraintes de Von Mises dans la tête fémorale sous une charge cyclique de 15kN et à 10^6 cycles.



d) Contraintes de Von Mises dans la tête fémorale sous une charge cyclique de 13kN et à 10^7 cycles



e) Contraintes de Von Mises dans la tête fémorale sous une charge cyclique de 12kN et à 10^9 cycles

Figure 5.25 Distribution de contraintes de Von Mises sur la prothèse de resurfaçage de hanche CF / PA12 sous cinq niveaux de chargement (20kN, 16kN, 15kN, 13kN et 12kN) sous différents nombres de cycles (a : 10^4 , b : 10^5 , c : 10^6 , d : 10^7 , e : 10^9) respectivement.

Tableau 5.12 Valeurs maximales de contrainte de Von Mises pour l'analyse en fatigue dynamique.

Différents nombres de cycles	10^4	10^5	10^6	10^7	10^9
Contraintes maximales de Von Mises [MPa]	7725	4120	2060	1030	656.6

5.4.6.3 Discussion de l'analyse en fatigue dynamique

Le critère le plus utilisé pour évaluer la durée de vie des matériaux, est celui de la courbe d'endurance σ -N, il s'agit de reporter les contraintes de Von Mises maximales obtenues en fonction du nombre de cycles à la rupture du matériau sollicité.

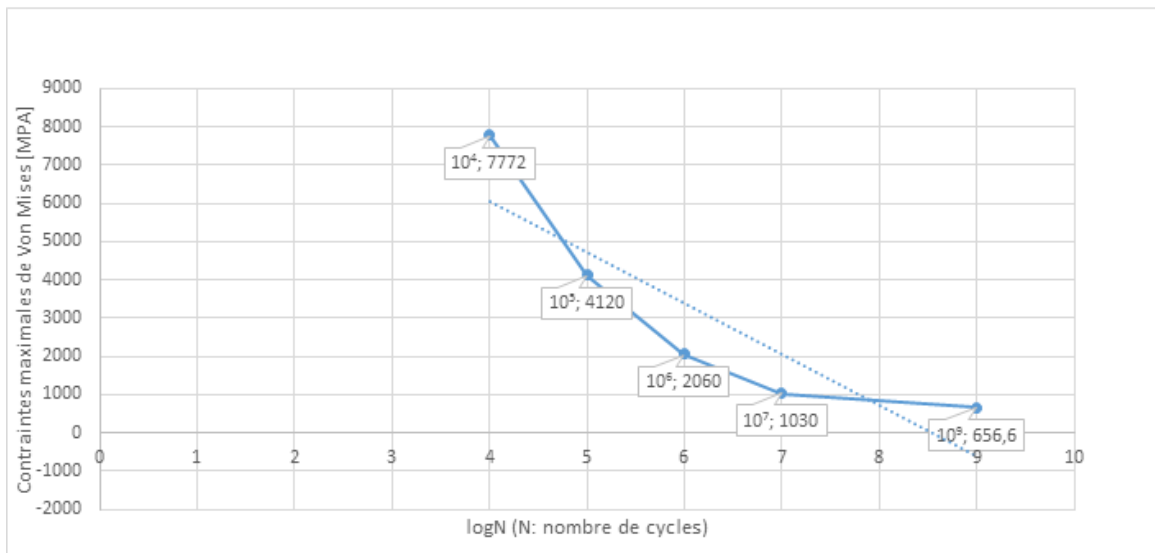


Figure 5.26 Représentation du diagramme d'endurance (σ -N) pour l'implant en CF/PA12.

La courbe σ -N obtenue est illustrée à la figure 5.26 en termes de contraintes de Von Mises maximales. Nous avons comparé les contraintes maximales obtenues par rapport à la contrainte à la rupture du matériau pour chaque niveau de charge, ce qui nous a permis de prédire la survenue de la rupture.

Comme le montre la figure 5.26, des ruptures en fatigue sont possibles après environ 10^4 cycles pour une charge de fatigue maximale de 20 KN, et aussi après 10^5 cycles pour une charge de fatigue maximale de 16 KN. En comparant avec la contrainte à la rupture pour 10^6 cycles sous une charge de fatigue maximale de 15 KN, la rupture ne se produira pas à ce niveau. Ces résultats montrent une résistance à la fatigue de 10^6 et plus à des niveaux de

charge d'au moins cinq fois plus que le niveau de charge de 2500 N recommandé dans la littérature.

La formule (5,8) citée ci-dessus, était utilisée pour calculer le coefficient de sécurité de notre prothèse, et sa valeur est de : $n_f = 4,76$. Un coefficient de sécurité relativement élevé est recommandé pour les ouvrages de grandes durées de vie [144].

Les excellentes performances en fatigue acquises, font du matériau CF / PA12 un matériau idéal pour la conception de la prothèse de resurfaçage de hanche.

Par synthèse de deux œuvres principales, celui de Wen Zhang et al. (2010) [9] qui ont effectué une analyse comparative par éléments finis montrant les prévisions de durée de vie de l'alumine et du nitrure de silicium en tant que matériaux céramiques pour la prothèse de resurfaçage de la hanche dans les mêmes conditions aux limites et avec une charge statique. Les prévisions de durée de vie ont montré que le nitrure de silicium est en effet mécaniquement fiable et idéal pour une prothèse de resurfaçage de la hanche.

Avec notre analyse en fatigue dynamique, nous souhaitons développer cette prothèse de resurfaçage en changeant le matériau céramique fragile avec le composite CF / PA12 résistant à la rupture, et sur la base des résultats mentionnés ci-dessus, notre prothèse CF / PA12 est très loin de la fatigue et nous la considérons comme une meilleure alternative à la prothèse de resurfaçage de la hanche en nitrure de silicium.

Comparant notre approche à la deuxième étude de Campbell, Bureau et Yahia (2008) [14], leur article présente une analyse approfondie des propriétés mécaniques et une évaluation des performances de cette conception composite innovante pour les tiges fémorales en composite polymère renforcé de fibres de carbone. Les essais mécaniques à court et à long terme de la tige de la hanche ont été discutés en détail au cours de leur travail. En conclusion de leur travail, les propriétés d'appariement osseux de cette prothèse totale de hanche en composite et son excellente résistance à la fatigue, dépassant de loin la durée de vie en fatigue requise, font du matériau CF / PA12, un bon candidat pour la conception des appareils orthopédiques tels que les prothèses totales de la hanche et pourrait constituer une solution à long terme pour la protection contre le stress et la désorption osseuse.

Le comportement d'analyse en fatigue dans leur étude est effectué sur une tige de prothèse totale de hanche, ce qui nous a donné l'idée de faire une analyse en fatigue par éléments finis sur une prothèse de resurfaçage entièrement réalisée (composants de la tête et de la cupule) à partir de ce matériau.

Nos résultats confirment la fiabilité de notre prothèse. La prothèse de resurfaçage de hanche en composite CF / PA12 est vraiment loin du risque de fatigue et de rupture.

5.5. Conclusion

Ce travail examine l'analyse statique et en fatigue dynamique du comportement de la prothèse de resurfaçage de la hanche proposée, entièrement conçue avec le nouveau composite CF / PA12, afin de déterminer la durée de vie en fatigue de la prothèse lors de la marche normale et de la montée d'escaliers. Nous avons focalisé dans l'analyse, le couple de frottement de l'implant (composite / composite). Sur la base des résultats de l'analyse par éléments finis statique et dynamique, les contraintes de Von Mises maximales étaient faibles sous une charge statique.

Les effets des charges cycliques appliquées sur le resurfaçage de la hanche en composite CF / PA12 sont bien illustrés par l'analyse en fatigue cyclique. Les contraintes maximales obtenues étaient si éloignées de la contrainte à la rupture, elles indiquent que l'implant entièrement conçu avec le CF / PA12 est sans danger de la fatigue sous des charges dynamiques répétitives. Cette performance en fatigue de notre prothèse confirme qu'elle figure parmi les implants les plus appropriés pour le remplacement de la hanche.

Cependant, le modèle d'éléments finis doit être amélioré, par exemple l'inclusion des conditions de surface des composants de la prothèse (rugosité) devrait assurer une meilleure ostéointégration.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Les forces exercées sur l'implant de la hanche dues aux activités humaines génèrent des contraintes dynamiques qui varient dans le temps, entraînant une fatigue du matériau et une rupture de l'implant. En contrepartie, la prévision de la durée de vie en fatigue d'une prothèse de resurfaçage de hanche est un thème très peu exploré, malgré les avantages que présente cette prothèse pour les patients jeunes et sportifs, beaucoup plus susceptibles que leurs aînés de survivre à une première prothèse totale de hanche et de devoir subir une chirurgie de révision dont les résultats sont en général moins probants. Si la reprise des activités sportives est compatible avec une prothèse totale de hanche conventionnelle, la pratique des sports d'impact élevé (type course à pied, football...) est interdite par certains opérateurs.

C'est dans ce contexte que s'est développé le resurfaçage de la hanche. La prothèse de resurfaçage de hanche présente de nombreux avantages : restauration de la biomécanique, préservation du stock osseux fémoral, absence d'instabilité et le retour aux activités physiques et sportives douces et/ou modérées est rapides, donc la possibilité de pratiquer des activités physiques à haut impact est une réalité.

L'étude a été entreprise selon deux axes :

- La proposition du nouveau matériau composite CF/PA12 comme alternative aux métaux et aux céramiques, afin de résoudre le problème lié aux ions métalliques, et aussi le problème de la fragilité des céramiques, surtout qu'une prothèse de resurfaçage implantée chez un sujet jeune actif, peut facilement subir plusieurs chocs lors de ses activités quotidiennes.
- L'analyse statique et en fatigue dynamique de la prothèse de resurfaçage de la hanche entièrement conçue en CF/PA12, par la méthode des éléments finis.

Ce matériau était utilisé dans les travaux existants dans la littérature autant que tige fémorale et une seule fois d'après nos recherches autant que cupule, notre étude est la première à traiter le comportement en rupture par fatigue de la prothèse réalisée toute entière, cupule et tête fémorale en CF/PA12. Étant donné que le composite CF / PA12 a d'excellentes performances mécaniques et peut être produit avec une grande polyvalence dans des formes complexes aux propriétés adaptées, et a d'excellentes performances en fatigue, associée au fait qu'il est biocompatible comme présenter dans le premier chapitre, font de ce dernier un matériau précieux pour les applications orthopédiques telles que tous les composants de la prothèse de hanche.

L'analyse statique et en fatigue dynamique de la prothèse de resurfaçage de la hanche a été réalisée à l'aide de la méthode des éléments finis. A partir des résultats et des discussions, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

- L'utilisation du matériau composite CF / PA12 est une meilleure alternative pour la conception d'une prothèse de resurfaçage de hanche avec une coupe de matériau de 45° au bord de la cupule. Ce nouveau design réduira la zone de concentration de contraintes.
- La courbe obtenue des résultats de la répartition des contraintes maximales de Von Mises de l'analyse statique des deux activités tel que la marche normale et la montée d'escaliers, représente un pic de contrainte à la position de 50% correspondant à l'appui unipodal du cycle de la marche, similaire à celle observée dans la littérature [37], ce qui prouve la fiabilité des résultats obtenus.
- Les contraintes maximales de Von Mises soient plus élevées lors de la montée d'escaliers, restent faibles comparativement aux contraintes limites. Ce qui est un avantage pour la durabilité de la prothèse et aussi pour l'os. Une faible concentration de contrainte sur la prothèse réduira la concentration de contrainte générée par l'implant sur l'os, ce qui réduit le risque de fracture de ce dernier.
- L'analyse en fatigue est effectuée selon les critères de durée de vie (nombre de cycles, $N = 10^9$ cycles), les contraintes maximales observées sur la prothèse de resurfaçage de la hanche CF / PA12, soumise à cinq niveaux différents de chargements cycliques de 20KN, 16KN, 15KN, 13KN et 12KN, sous différents nombres de cycles de 10^4 , 10^5 , 10^6 , 10^7 et 10^9 respectivement, montrent une résistance à la fatigue de 10^6 cycles et plus à des niveaux de charge d'au moins cinq fois plus que le niveau de charge de 2500 N recommandé dans la littérature. Donc une durée de vie indéfinie en fatigue était rapportée.
- Un coefficient de sécurité assez élevé était calculé, confirme que le matériau composite CF/PA12 a une résistance exceptionnelle à la fatigue cyclique.
- La courbe σ -N présentée a toute l'allure de la courbe théorique de Wöhler [130]. La zone d'endurance illimitée observée est caractérisée par une durée de vie allant de 10^6 à 10^9 cycles.
- Le logiciel Abaqus est avéré plus performant que Solidworks, dans l'analyse numérique par la méthode des éléments finis de la fatigue et dans la prédiction de la durée de vie du matériau.

- L'avenir pour les prothèses de resurfaçages de hanche semble s'orienter vers les matériaux composites. Le composite CF / PA 12 est suggéré comme le matériau le plus approprié pour les implants de hanche que les métaux et les céramiques. Son adaptabilité permet la conception de divers composants de la prothèse avec tous les designs désirés et ses propriétés mécaniques s'adaptent parfaitement à l'os. Très faibles débris d'usure qui ont pour effet d'induire une inflammation locale pouvant être responsables de certains descellements et d'effets dévastateurs sur la tenue de la prothèse. Le CF/PA12 est considérée parmi les matériaux les plus biocompatibles, il résiste à la corrosion et n'engendre généralement pas de réactions allergiques ou toxiques. En outre, les excellentes performances en fatigue du CF/PA12, le rends un potentiel candidat pour la conception des implants orthopédiques [139].

A l'issue de ce travail, de nombreuses perspectives apparaissent. On espère poursuivre l'étude sur l'optimisation de la forme géométrique de la tige et de la cupule de resurfaçage de la hanche en CF / PA12, ainsi que leur état de surface afin d'améliorer l'ostéointégration et la stabilité de l'implant.

Références Bibliographiques

Bibliographie Bibliographiques

- [1] **L.J.Udofia, A.Yew, Z.M.Jin**
“Contact mechanics analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses”
Journal of Engineering in Medicine (2004), 218: 293.
- [2] **S. Gupta, B.Pal, and Andrew M. R**
“The Effects of Interfacial Conditions and Stem Length on Potential Failure Mechanisms in the Uncemented Resurfaced Femur”
Annals of Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 6, (2010),pp. 2107–2120.
- [3] **S. Martellia, F. Taddeia, L. Cristofolini, E. Schileo, N. Rushtonc and M. Vicecontia,**
“A new hip epiphyseal prosthesis”
Design revision driven by a validated numerical procedure, Medical Engineering & Physics 33 (2011), 1203– 1211.
- [4] **Black J, Hastings G.**
“Handbook of biomaterial properties”
first ed. Chapman & Hall; (1998).
- [5] **Lorenz M, Semlitsch M, Panic B, Weber H, Willert HG.**
“Fatigue strength of cobalt base alloys with high corrosion resistance for artificial hip joints”
Eng Med (1978);7:241–50.
- [6] **M. Alvarez-Vera , C, Hernandez , S. Affatato, H. Rodriguez,**
“A novel total hip resurfacing design with improved range of motion and edge-load contact stress”
Materials and Design 55 (2014), 690–698.
- [7] **Ahmet C. Cilingir,**
“Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses”
Journal of Bionic Engineering 7 (2010), 244–253.

- [8] **B.Pal, S.Gupta and Andrew M.R,**
“Design considerations for ceramic resurfaced femoral head: effect of interface characteristics on failure mechanisms”
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 13, No. 2, April (2010), 143–155.
- [9] **W.Zhang , M. Titze , B. Cappi, D. C. Wirtz, R.Telle and H. Fischer,**
“Improved mechanical long-term reliability of hip resurfacing prostheses by using silicon nitride”
J Mater Sci: Mater Med (2010) 21:3049–3057.
- [10] **G.S. Matharu, J.Daniel, H.Ziaee, D. J.W. McMinn,**
“Failure of a Novel Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prosthesis”
The Journal of Arthroplasty 30 (2015) 416-418.
- [11] **H. Bougherara, M. Bureau, M.Campbell, A.Vadean, L’H. Yahia,**
“Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis”
(2007), Jul82(1):27-40 in Wiley interscience.
- [12] **H.Bougherara, M. N. Bureau,**
“Biomimetic Composite-Metal Hip Resurfacing Implant”
Hindawi Publishing Corporation Research Letters in Materials Science Volume (2008), Article ID 368985.
- [13] **Melissa Campbell, JohanneDenault, L’HocineYahia, Martin N. Bureau,**
“CF/PA12 composite femoral stems: Manufacturing and properties”
Science direct Composites: Part A 39 (2008) 796–804.
- [14] **M.Campbell, Martin N. Bureau L’H. Yahia,**
“Performance of CF/PA12 composite femoral stems”
J Mater Sci: Mater Med (2008) 19:683–693.
- [15] **C.Caouette, L’H. Yahia, and M .N Bureau,**
“Reduced stress shielding with limited micromotions using a carbon fiber composite biomimetic hip stem: a finite element model”
Proc. IMechE Vol. 225 Part H: J. Engineering in Medicine (2011).

- [16] **C. Caouette,**
“Design of a hip resurfacing prosthesis made of biomimetic composite material: development of digital assessment tools”
Doctoral thesis, Superior Technology School University Of Quebec, Canada, (2012).
- [17] **P.T.Avval, S.Samiezadeh, V.Klika, H. Bougherara,**
“Investigating stress shielding spanned by biomimetic polymer-composite vs. metallic hip stem A computational study using mechano-biochemical model”
journal of the mechanical behavior of biomedical materials 41 (2015) 56–67.
- [18] **PrajaktaSubhedar, GajananThokal and C.R. Patil**
“Carbon fiber reinforced polyamide12 as a biomaterial for implant”
International Journal of Current Engineering and Technology Vol.6, No.2 April (2016) E-ISSN 2277 – 4106, P-ISSN 2347 – 5161.
- [19] **Vicky Bouffard,**
“Évaluation biomécanique de la locomotion à la suite d’une arthroplastie de la hanche”
Thèse de doctorat, Université de Montréal (2011).
- [20] **Richard L.Drake, Wayne Vogl, Adam W.M.Mitchell.**
“GRAY'S Anatomie” pour les étudiants. Livre (2006)
- [21] **O. Calonius, V. Saikko,**
“Analysis of relative motion between femoral head and acetabular cup and advances in computation of the wear factor for prosthetic hip joint”
Acta Polytechnica Scan dinavica, Vol 43 (2003), p. 43-54.
- [22] **AtefBoulila, A,Khemaïes Jendoubi1, , Ali Zghal, Mustapha Khadhraoui3, Patrick Chabrand.**
“Comportement mécanique des Prothèses Totales de Hanche au pic de chargement”.
Mécanique & Industries
(2010). DOI: 10.1051/meca/2010013.
- [23] **Nicolas Fusco,**
“Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique”
Thèse de doctorat, Université Rennes 2 (2008).

- [24] **Emilie Viollet, Arnaud Dupeyron,**
Cofemer, Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation, cours.
Site web: http://www.cofemer.fr/article.php?id_article=883
- [25] **Juliana Uribe Perez,**
“Analyse multi-échelle de la durabilité des biocéramiques pour prothèses de hanche. Etudes in vitro et ex vivo”
Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines, Saint-Etienne (2012)..
- [26] **J.C de Maurey,**
“Le pelvis vu par le rééducateur rôle statique et dynamique des sacro-iliaques”
(2013). Centre Européen de la colonne vertébrale, Clinique du parc-Lyon (France).
- [27] **Dujardin, F.H., Roussignol, X., Mejjad, O., Weber, J., Thomine, J.M.**
“Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait”
Gait and Posture 5, 246-250 (1997) .
- [28] **Jean-Philippe Lepoutre,**
“Modélisation biomécanique du mouvement : vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie”
Thèse de doctorat, université du sud Toulon - var (2007).
- [29] **Stéphane ARMAND,**
“Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade”
Thèse de doctorat, Université De Valenciennes Et Du Hainaut-Cambresis (2005).
- [30] **Siegler, S., Moskowitz, G. D. et Freedman, W.**
“Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation”
Journal of Biomechanics, Vol. 17, n°9, pp. 647-652, (1984).
- [31] **Audrey Pustoc'H,**
“Elaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques – Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique”
Thèse de doctorat, Université Claude Bernard - Lyon 1 (2006).

- [32] **Hurwitz, D.E., Foucher, K.C., Andriacchi, T.P.**
“A new parametric approach for modeling hip forces during gait”
Journal of Biomechanics 36, 113-119 (2003).
- [33] **Stansfield, B.W., Nicol, A.C.**
“Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation”
Clinical Biomechanics 17, 130-139 (2002) .
- [34] **Glitsch, U., Baumann, W.**
“The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity”
Journal of Biomechanics 30, 1123-1131(1997) .
- [35] **Komistek, R.D., Stiehl, J.B., Dennis, D.A., Paxson, R.D., Soutas-Little, R.W.**
“Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane’s method of dynamics”
Journal of Biomechanics 31, 185-189 (1998) .
- [36] **Ipavec, M., Brand, R.A., Pedersen, D.R., Mavcic, B., Kralj-Iglic, V., Iglic, A.**
“Mathematical modelling of stress in the hip during gait”
Journal of Biomechanics 32, 1229- 1235(1999). .
- [37] **JérômeHausselle,**
“Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique”
Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Mines, Saint-Etienne (2007).
- [38] **IhaddadeneRazika,**
“Comportement à l’usure des matériaux biomédicaux : Application aux prothèses”
Thèse de doctorat, Université Ferhat Abbas De Sétif 1(2014).
- [39] **Teinturier P., Terver S., JaramilloV., Besse J.P.,**
“La biomécanique du cotyle. SOFCOT Réunion annuelle, nov. 1983”
Revue du chirurgien Orthopédique,(1984); Suppl.II:70.
- [40] **Besnier J-P.,**
“Dictionnaire d’anatomie locomotrice”
Editions Anthos Pris, (1995).

- [41] **Mavcic, B., Pompe, B., Antolic, V., Daniel, M., Igljic, A., Kralj-Igljic, V,**
“Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips”
Journal of Orthopaedic Research 20, 1025-1030 (2002).
- [42] **Genda, E., Iwasaki, N., Li, G., MacWilliams, B.A., Barrance, P.J., Chao, E.Y.S.,**
“Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing - effect of gender
and anatomic parameters”
Journal of Biomechanics 34, 895-905 (2001).
- [43] **Riener, R., Rabuffetti, M., Frigo, C,**
“Stair ascent and descent at different inclinations”
Gait and Posture 15, 32-44 (2002).
- [44] **Costigan, P.A., Deluzio, K.J., Wyss, U.P.,**
“Knee and hip kinetics during normal stair climbing”
Gait and Posture 16, 31-37 (2002).
- [45] **Christiane CAOUETTE,**
“Design D’une Prothèse De Resurfaçage De Hanche En Matériau Composite
Biomimétique : Mise Au Point D’outils D’évaluation Numérique”
Thèse de doctorat, École De Technologie Supérieure Université Du Québec (2012).
- [46] **Mariem Jabri**
“La pose d'une prothèse totale de hanche: Contribution du pharmacien hospitalier”
Thèse de doctorat, Université Mohamed V. Faculté de Médecine et Pharmacie -
RABAT- MAROC (2011) .
- [47] **Nicolas Krantz,**
“Controverse – Coxarthrose Du Sujet Jeune : Prothèse De Hanche Ou Resurfaçage “
Article dans le site: La médecine du sport.com.
[https://www.lamedecinedusport.com/traumatologie/coxarthrose-du-sujet-jeune-
prothese-de-hanche-ou-resurfacage/](https://www.lamedecinedusport.com/traumatologie/coxarthrose-du-sujet-jeune-prothese-de-hanche-ou-resurfacage/) (2019).
- [48] **M. Lavigne, V. Masse, J. Girard, A.G. Roy, P.A.**
“Vendittoli, Activités sportives après resurfaçage et prothèse totale de hanche”
une étude prospective randomisée. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de
l'Appareil Moteur, en Juin (2008) doi:10.1016/j.rco.2007.12.009.

- [49] **Amstutz H, Beaulé P, Dorey F, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA.**
“Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty”
two to six year follow-up. *J Bone Joint Surg (Am)* (2004);86:28-39.
- [50] **Vendittoli PA, Lavigne M, Roy AG, Lusignan D.**
“A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old”
Hip Inter (2006);16(Suppl. 2):73-81.
- [51] **Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJ.**
“Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis”
J Bone Joint Surg (Br) (2004); 86:177-84.
- [52] **Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG.**
“Biomechanical reconstruction of the hip”
a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg (Br) (2006);88:721-6.
- [53] **De La Rosa MA, Silva M, Heisel C, Reich M, Schmalzried TP.**
“Range of motion after total hip resurfacing”
Orthopedics (2007);30:352-7.
- [54] **Doherty SD, Thompson MT, Usrey MM, Muirhead-Allwood S, Noble PC.**
“Does hip resurfacing restore normal range of motion and provide better joint motion than THR ?”
Trans OrthopRes Soc (2007) 32:276.
- [55] **Vendittoli PA, Lavigne M, Roy AG, Girard J.**
“Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip”
J Bone Joint Surg (Br) (2006);88:838-9.
- [56] **Kishida Y, Sugano N, Nishii T, Miki H, Yamaguchi K, Yoshikawa H.**
“Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip”
J Bone Joint Surg (Br) (2004);86:185-9.

- [57] **Long JP, Bartel DL.**
“Surgical Variables Affect the Mechanics of a Hip Resurfacing System”
ClinOrthop (2006);453: 115-22.
- [58] **Seyler TM, Etienne G, Plate JF, Fischer P, Mont MA.**
“Use of large femoral heads without liners in total hip arthroplasty”
SurgTechnol Int (2006);15:217-20.
- [59] **J. Girarda, , M. Lavigneb, P.A. Vendittoli, H. Migauda.**
“Resurfaçage de hanche : état actuel des connaissances”
Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur (2008) 94, 715-730.
- [60] **Michaël Djian,**
“Cupule de resurfaçage de hanche : complications, révisions et analyse des résultats fonctionnels à moyen terme”
Thèse de doctorat, université de Nice Sophia Antipolis Faculté de médecine de Nice (2014).
- [61] **Julien Girard,**
“Le resurfaçage de hanche : évolution du concept de l'arthroplastie de hanche”
e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie, DOI : 10.14607/emem.(2015).1.071. CHRU Lille.
- [62] **Beaule PE, Campbell PA, Hoke R, Dorey F.**
“Notching of the femoral neck during resurfacing arthroplasty of the hip”
a vascular study. J Bone Joint Surgery (Br) (2006);88: 35-9.
- [63] **Michaël Djian,**
“Cupule de resurfaçage de hanche : complications, révisions et analyse des résultats fonctionnels à moyen terme.”
Thèse de doctorat, université de Nice Sophia Antipolis Faculté de médecine de Nice. (2014).
- [64] **E. Rixrath, S. Wendling-Mansuy, X. Flecher, K. Kayvantash, P. Chabrand, J. Argenson :**
“Etude de la formation de débris d'usure dans la prothèse totale de hanche par un modèle numérique particulière”
18ème Congrès Français de Mécanique, (2007).

- [65] **J. Jacobs, A. Shanbhag, T. Glant, J. Black, J. Galante :**
“Wear debris in total jointreplacements”
Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2:212–220, (1994).
- [66] **Samir HAMZA,**
“Étude du comportement en fatigue en compression des biocéramiques (AL₂O₃, ZrO₂) utilisées pour la conception des prothèses ostéo-articulaire”
Thèse de doctorat, Université de Metz (2002).
- [67] **L. Pidhorz :**
“Mécanismes des descellements aseptiques au cours des prothèses totales cimentées de la hanche. In Expansion Scientifique, (1993).
- [68] **M. Heller, G. Bergmann, J. Kassi, L. Claes, N. Haas, G. Duda :**
“Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing”
Journal of Biomechanics, 38:1155–1163, (2005)
- [69] **Laurent Gornet,**
“Généralités sur les Matériaux Composites”
École Centrale de Nantes, HAL Id: cel-00470296 (2011).
- [70] **Jérémie Aucher,**
“Etude comparative du comportement composites à matrice thermoplastique ou thermodurcissable”
Thèse de doctorat. Institut National des Sciences Appliquées de Rouen (2011).
- [71] **Lionel Gendre,**
“Matériaux composites et structures composites”
Université Paris- saclay(2011).
- [72] **KAUCHE Naima,**
“Prise En Compte Du Vieillissement Et De L’endommagement Dans Le Dimensionnement De Structures En Matériaux Composites”
Thèse de Magister. Université des Sciences et de la Technologie d’Oran Mohamed Boudiaf Faculté de De Physique (2016).
- [73] **Jean-Marie Berthelot,**
“Mécanique des matériaux et structures composites”
Institut Supérieur des matériaux et mécaniques avancés. Le Mans France (2010).

- [74] **Nodal Consultants,**
“L’industrie française des matériaux composites. Etude prospective stratégique sur les matériaux composites. DIGITIP”
Ministère de l’économie des Finances et de l’industrie (2002).
- [75] **S. HAMZA,**
“Cours en biomatériaux avancés”
Laboratoire de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux Orthopédiques de l’Institut National M.T. KASSAB. Université de Carthage (2009).
- [76] **Luigi Ambrosio,**
“Biomedical composites (Wood head Publishing Series in Biomaterials)”
2nd Edition, Kindle Edition. CRC Press, Boca, Raton, Boston, New york, Washington, DC (2017).
- [77] **Törmälä P, Rokkanen P, Laiho J, Tamminmäki M, Vainionpää S**
“Material for osteosynthesis devices”
US patent 4 743 257 (1998).
- [78] **CHAN D C N, GIANNINI M, DE GOES M F,**
“Provisional anterior tooth replacement using nonimpregnated fiber and fiber-reinforced composite resin materials”
Acclinical report’, J Prosthetic Dentistry, 95(5), 344–348, doi: 10.1016/j.prosdent.(2006).01.017.
- [79] **Ali M S, french T A, hastings G W, rae T, rushton N, ross E R S, wynn-jones C H**
“Carbon fibre composite bone plates development, evaluation and early clinical experience”
J Bone Joint Surg(Br), 72-B(4), 586–591(1990).
- [80] **HoddeJp, Johnson Ce.**
“Extracellular matrix as a strategy for treating chronic wounds”
Am J ClinDermatol, (2007). 8 (2): 61-66 1175-0561/07/0002-0061
- [81] **Grant Me.**
“From collagen chemistry towards cell therapy – A personal journey”
doi: 10.1111/j.1365-2613.(2007).00537.x.

- [82] **Ruoslahti E, Hayman Eg, Engvall E.**
“Molecular interactions of fi bronectin. Prog”
ClinBiol Res 41: 821–828, (1980).
- [83] **Mewes Kr, Raus M, Bernd A, ZollerNn, Sattler A, Graf R.**
“Elastin expression in an ewly developed full-thickness skin equivalent”
Skin PharmacolPhysiol20(2) 85–95, (2007), doi: 10.1159/000097655.
- [84] **Million Le, Guhadós G, Wan Wk.**
“Anisotropic polyvinyl alcohol-bacterial cellulose nanocomposite for biomedical applications”
J Biomed Mater Res B 86B(2): 444–452, (2008), doi: 10.1002/jbm.b.31040.
- [85] **Khang D, Park Ge, Webster Tj.**
“Enhanced chondrocyte densities on carbon nanotube composites: the combined role of nano surface roughness and electrical stimulation”
J Biomed Mater Res A 86A(1): 253–260, (2008), doi: 10.1002/jbm.a.31803.
- [86] **Kohane, D S; Langer, R**
“Polymeric biomaterials in tissue engineering”
PaediatrRes, 63, 487–491(2008).
- [87] **Wang, M; BonfiEld, W,**
“Polymer processing towards AD2000”
Singapore,203–204 (1996).
- [88] **Vallet-Regi, M ,**
“Ceramics for medical applications”
J ChemSoc Dalton Trans,97–108 (2001).
- [89] **Hutmacher, D W;Schantz, J T; Lam, C X F; Tan, K C; Lim, T C,**
“State of the art and future directions of scaffold-based bone engineering from a biomaterials perspective”
J Tissue Eng Regen Med, 1, 245–260 (2007).
- [90] **Karageorgiou, V; Kaplan, D,**
“Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis”
Biomaterials, 26, 5474–5491 (2005).

- [91] **Kuhn Kd,**
“Bone cement: up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials in Bone cements”
Heidelberg, Springer–Verlag(2000) .
- [92] **Nicolais L, Nicodemo L, Masi P, Dibenedetto At,**
“The effect of hot drawing on the properties of short fiber reinforced extruded sheets”
PolymEng Sci, 19,1046–1053 (1979).
- [93] **Dalby Mj, Di Silvio L, Harper Ej, BonfiEld W,**
“Initial interaction of osteoblasts with the surface of a hydroxyapatite–poly(methylmethacrylate) cement”
Biomaterials,22, 1739–1747, doi: 10.1016/S0142-9612(00)00334-3 (2001).
- [94] **Gilbert JI, Ney Ds And Lautenschlager Ep ,**
“Self-reinforced compositepoly(methyl methacrylate): static and fatigue properties”Biomaterials, 16, 1043–1055, doi: 10.1016/0142-9612(95)98900-Y (1995).
- [95] **Marrs B, Andrews R, Pienkowski D ,**
“Multiwall carbon nanotubes enhance the fatigue performance of physiologically maintained methyl methacrylate–styrenecopolymer”
Carbon, 45, 2098–2104, doi: 10.1016/j.carbon. (2007).05.013.
- [96] **Carotenuto G, Nicolais L, Kuang X, ZhulZ ,**
“A method for the preparationof PMMA–SiO₂ nanocomposites with high homogeneity”
J Appl Compos Mater, 2, 385–393, doi: 10.1007/BF00564575 (1996).
- [97] **De Santis R, Ambrogi V, Carfagna C, Ambrosio L, Nicolais L,**
“Effect of micro encapsulated phase change materials on the thermo-mechanical properties of poly(methyl methacrylate) based biomaterials”
J Mater Sci: Mater Med, 17, 1219–1226, doi: 10.1007/s10856-006-0595-7(2006) .
- [98] **Zimmerman S, Hawekes W G, Hudson Ji, Magaziner J, Hebel Jr, Towheed T, Gardner J, Provenzano G, KenzoraJe ,**
“Outcomes of surgical management of total HIP replacement in patients aged 65 years and older: cemented versus cementless femoral components and lateral or antero lateral versus posterior anatomical approach”
J Orthop Res, 20, 182–191, doi: 10.1016/S0736-0266(01)00090-0 (2002) .

- [99] **Galante Jo, Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE,**
“Overview of total hip arthroplasty in The adult hip”
Vol 2, Philadelphia, PA: Lippincott-Raven, 829–837 (1998),.
- [100] **D’amore A, Pompo A, Netti P, Masi E, Nicolais L,**
“Non-linear visco elastic behavior of poly(ether Ether Ketone) (PEEK) and PEEK-
Based Composites”
J Reinf Plastics Comp, 327–340, doi: 10.1177/073168449301200306(1993) .
- [101] **Deteresa S J, Nicolais L,**
“The contribution of thermal stresses to the failure of Kevlar fabric composites”
Polym Compos, 9, 192–197, (1988) .
- [102] **Wang A, Lin R, Stark C, Dumbleton Jh,**
“Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing
surfaces for total joint replacements“
Wear, 225, 724–727, doi: 10.1016/S0043-1648(99)00026-5, (1999) .
- [103] **Chowdhury Roy Sk, Mishra A, Pradhan B And Saha D,**
“Wear characteristic and biocompatibility of some polymer composite acetabular cups”
Wear, 256, 1026–1036, doi: 10.1016/S0043-1648(03)00535-0, (2004) .
- [104] **Howling Gi, Ingham E, Sakoda H, Stewart Td, Fi Sher J, Antonarulrajah A,
Appleyard S, Rand B ,**
“Carbon–carbon composite bearing materials in hip arthroplasty: analysis of wear and
biological response to wear debris”
J Mater Sci: Mater Med, 15, 91–98, doi: 10.1023/B:JMSM.0000010102.26218.d1,
(2004).
- [105] **Tonino Aj, Davidson Cl, Klopper Pj And Linclau La,**
“Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and
plastic plates in dogs”
J Bone Joint Surg, 58, 107–113, (1976).
- [106] **Lamovec J, Zidar A, Cucek M,**
“Synovial sarcoma associated with total hip replacement”
J Bone and Joint Surg, 70A, 1558–1560, (1988).
- 107] **Martin A, Bauer Mt, Manley Mt, Marks Ke,**

- “Osteosarcoma at the site of total hip replacement”
J Bone Joint Surg, 70A, 1561–1568, doi: 10.1053/jvet.1999.0054, (1988).
- [108] **BobynJd, Mortimer Es, Glassman Ah, Engh Ca, Miller Je, Brooks Ce,**
“Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations ofn on
cemented total hip arthroplasty”
Clin Orth Res Rel Res, 274, 79–96, ISSN0009-921X, (1992).
- [109] **De Santis R, Ambrosio L, Nicolais L,**
“Polymer based composite hipprostheses”
J InorgBiochem, 79, 97–102, doi: 10.1016/S0162-0134(99)00228-7,(2000).
- [110] **AMBROSIO L, PELUSO G, DAVIS PA (1996)**
“Biomaterials and their biocompatibilitiesin Human Biomaterials Applications”
Ed. DL Wise, Human Press, New Jersey,3–87.
- [111] **Yildiz H, Ha Sk, Chang Fk ,**
“Composite hip prosthesis design Analysis”
J Biomed Mater Res, 39, 92–101, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(1998)01).
- [112] **Ambrosio L, De Santis R, Nicolais L,**
“Composite hydrogels for implants”
J ProcInstMechEng Part H, 212, 93–99, doi: 10.1243/0954411981533863, (1998).
- [113] **De Santis R, Sarracino F, Mollica F, Netti Pa, Ambrosio L, Nicolais L,**
“Continuous fibre reinforced polymers as connective tissue replacement”
Comp SciTech, 64, 861–871, doi: 10.1016/j.compscitech.2003.09.008, (2004).
- [114] **Campbell M, Bureau Mn, Yahia Lh,**
“Performance of CF/PA12 composite femoral stems”
J Mater Sci: Mater Med, 19, 683–693, doi: 10.1007/s10856-007-3073-y, (2008).
- [115] **Colombi P**
“Fatigue analysis of cemented hip prosthesis: model definition and damage evolution
algorithms”
Int J Fatigue, 24, 895–901, doi: 10.1016/S0142-1123(01)00203-1, (2002).

- [116] **Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A**
“Mechanical validation of whole bone composite femur models”
J Biomech, 29, 525–535, doi: 10.1016/0021-9290(95)00084-4, (1996).
- [117] **Mcnamara Bp, Cristofolini L, Toni A, Taylor D,**
“Relationship between bone prostheses bonding and load transfer in total hip reconstruction”
J Biomech, 29,621–631, (1997).
- [118] **Akay M And Aslan N,**
“Numerical And Experimental Stress Analysis Of A Polymeric Composite Hip Joint Prosthesis”
J BIOMED MATER RES, 31, 167–182, DOI:10.1002/(SICI)1097-4636(199606), (1996).
- [119] **Calonius O, Saikko V,**
“Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs”
J Biomech, 35, 1439–1450, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00171-9,(2002).
- [120] **MeddourBelkacem ,**
“Fatigue des matériaux Cours et Exercices, Université de ABBAS Laghrour KHENCHELA” publié à ResearchGate, (2016)
- [121] **Samir Hamza**
“Support de cours Sciences des Matériaux”
Institut National des Sciences Appliquées et de Technologie, Université de Carthage, Tunisie, (2016),
Site web :http://www.academia.edu/3008389/Sciences_des_Materiaux.
- [122] **Fatigue des matériaux et des structures**
Site web : https://campus.mines-douai.fr/pluginfile.php/9812/mod_resource/content/0/fatigue20101001/co/Cours5_1_4.html.
- [123] **Clément Lemaignan,**
“La rupture des matériaux”
livre, EDP Sciences, (2003).

- [124] **Introduction à la résistance des matériaux,**
Cours RDM/ A.U : **2012-2013x**
- [125] **Hadrien Bidouard,**
“Etude de l’effet de surcharges sur la tenue en fatigue à grande durée de vie d’un acier ferrito-bainitique sous chargement d’amplitude variable”
Thèse de doctorat. Laboratoire Matériaux Endommagement Fiabilité et Ingénierie des Procédés Arts et Métiers Paris Tech, centre de Bordeaux,(**2010**).
- [126] **Charpy, G,**
“Sur l’essai des métaux par flexion de barreaux entaillés”
Mémoires et comptes rendu de la société des ingénieurs civils de France, 468-482,
(**1904**).
- [127] **Boudilmi Abd el Hakim,**
“Contribution à l’étude de la fatigue des matériaux”
thèse de Master, Département de Génie Mécanique, Université de M’sila, (**2016**).
- [128] **M.S.K. Chong, Y.E. Teo, and S.H. Teoh**
“Fatigue Failure of Materials for Medical Devices”
Springer Science+Business Media New York (**2012**), ISBN 978-1-4614-3942-4
(eBook) DOI 10.1007/978-1-4614-3942-4.
- [129] **Laurent Gornet,**
“Généralités sur les Matériaux Composites”
École Centrale de Nantes, HAL Id: cel-00470296, (**2011**)
- [130] **Jean-Marie Berthelot,**
“Matériaux composites. Comportement mécanique et analyse des structures”
Livre, (**1996**).
- [131] **Jacques Renard,**
“Fatigue des matériaux composites renforcés de fibres continues”
Mines Paris Tech, Centre des Matériaux UMR CNRS 7633, (**2010**).
- [132] **Zimmer MMC**
« resurfacing hip prosthesis”
Operative Technique, (**2012**).

- [133] **Kluess D, Zietz C, Lindner T, Mittelmeier W, Schmitz PK And Bader R,**
“Limited range of motion of hip resurfacing arthroplasty due to unfavorable ratio of prosthetic head size and femoral neck diameter”
ActaOrthopaedica, 79 (6): 748–754, (2008).
- [134] **RidonPE ,**
“Comparative study of the metal-to-metal pair in hip resurfacing and in large diameter total prosthesis: analysis of the release of metal ions”
doctoral thesis, Law and Health, University of Lille 2, French, (2016).
- [135] **Smith and Nephew,**
“What is new in friction couples, metal / metal”
news, orthopedic master's degree, N ° 208, November (2011). Joint Commission 1213
T 86410, ISSN: 1148 -2362.
- [136] **Avval PT, Samiezadeh S, Klika V, Bougherara H,**
“Investigating stress shielding spanned by biomimetic polymer-composite vs. metallic hip stem A computational study using mechano-biochemical model”
journal of the mechanical behavior of biomedical materials 41, 56–67, (2015).
- [137] **Hunga JP, Chenb JH, Chianga HL, ShynWucJS ,**
“Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses a physiological model”
Computer Methods and Programs in Biomedicine, 76, 103-113, (2004).
- [138] **Bonnefoy-Mazure A and Armand S,**
“Normal Gait, Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy”
ISBN: 978-1-63483-318-9, (2015).
- [139] **Griza S, Dos Santos SV, Ueki MM, Bertoni F, Strohaecker TR,**
“Case study and analysis of a fatigue failure in a THA stem”,
Engineering Failure Analysis, 28, 166-175, (2013).
- [140] **Rahim E,**
“Nondestructive Evaluation Of A Polymer Composite Hip Implant Using Lock-In Thermography”, Master thesis, Ryerson University, Ontario, Canada, (2010).

- [141] **Daniel Gay**,
“Matériaux composites”,
Livre (1997).
- [142] **Les matériaux composites**
Site web : https://perso.crans.org/epalle/M2/MHP/Composites_MAE_2015.pdf(2015)
- [143] **Zafer S, Ogus K, Hasan K**,
“Static, Dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis” *Material and design*, (2006) DOI: 10.1016/j.matdes.2006.02.015
- [144] **Mohamed. D**,
“Propriétés des matériaux”, Cours,
Site web:
https://www.academia.edu/39259923/Chap.4_Compportement_des_matériaux_composites
- [145] **Edwin P. Su, MD, Michael Sheehan, BS, Sherwin L. Su, BS**,
“Comparison of bone removed during total hip arthroplasty with a resurfacing or conventional femoral component”, étude cadavérique, (2010), doi: 10.1016/j.arth.2008.10.004.
- [146] **K. L. Ong, S. M. Kurtz, M. T. Manley, N. Rushton, N. A. Mohammed, R. E. Field**,
“Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty”, *the journal of bone and joint surgery* (2006).Doi:10.1302/0301-620X.88B8.
- [147] **Desmarais-Trépanier Christian**,
“Analyse numérique de la technique de resurfaçage de la hanche Métal-métal : effet du positionnement et de la fixation de la Composante fémorale sur les contraintes dans l'os”, thèse de doctorat, (2009), ingénierie de concentration de contrôle des technologies de la santé.École supérieure de technologie université du Québec.

- [148] **Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss, J, Duda G N,**
“Hip contact forces and gait patterns from routine activities”, *Journal of Biomechanics*,(2001), 34, 859–871.
- [149] **Grigoris P, Roberts P, Panousis K, Bosh H,**
“The evolution of hip resurfacing arthroplasty”, *Orthop Clin North Am.* (2005)
Apr;36(2):125-34, vii. DOI :10.1016/j.ocl.2005.01.006.
- [150] **Hélène Follet,**
“Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l’os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire”, Thèse de doctorat, (2002).Sciences du Vivant [q-bio]. INSA de Lyon.
- [151] **Ôhman, C, M. Baleani, E.Perilli, E.Dall'Ara, S.Tassani, F.Bamffaldi et M. Viceconti,**
“Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: Experimental errors due to off-axis measurements”, *Journal of Biomechanics*, (2006),
DOI:10.1016/j.jbiomech.2006.11.020.
- [152] **Taylor M, Tanner K E, Freeman, M A R, Yettram AL,**
“Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis”, *Medical Engineering & Physics*, (1995).
doi.org/10.1016/1350-4533(95)00018-I.
- [153] **Karima Chergui,HammoudiMazouz,**
“A biomimetic uncemented hip resurfacing with a novel design versus a conventional Co–Cr–Mo hip resurfacing implant: A finite element study”, *Congrès Algérien de Mécanique*, (2017),

Site web:

https://www.researchgate.net/publication/330347185_A_biomimetic_uncemented_hip_resurfacing_with_a_novel_design_versus_a_conventional_Co-Cr-Mo_hip_resurfacing_implant_A_finite_element_study

- [154] **K. Chergui, H. Ameddah, H. Mazouz,**
“Biomechanical Analysis of Fatigue Behavior of a Fully Composite-based Designed Hip Resurfacing Prosthesis”, *Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics*, (2018), DOI: 10.24874/jsscm.2018.12.02.06.

هذا العمل يتطرق لدراسة رقمية لسلوك الإجهاد وبالتالي إتلاف أو كسر استبدال مفصل الورك السطحي. المشكلة الرئيسية الناتجة عن الأيونات المعدنية التي تخلفها الاستبدالات الوركية المعدنية، وضعف السيراميك الذي لا يناسب صناعة هذا النوع من الاستبدالات مفصل الورك المخصصة للزرع، جعلنا نعرض مادة مركبة جديدة $CF/PA12$ متكونة من ألياف من الكربون وراتنج البوليأمايد 12، الذي برهن عن توافقه مع الجسم الحي في المخابر، وكثير من الباحثين أكدوا مقاومته للإتلاف و الكسر. استعملت هذه المادة المركبة في دراسات عديدة كجذع وركي للاستبدال الصناعي. قمنا بالمبادرة للقيام بتحليل بطريقة العناصر المنتهية باستخدام برنامج Abaqus، لدراسة ستاتيكية و ديناميكية لسلوك الإجهاد في مختلف الوضعيات لدورة المشي لاستبدال مفصل الورك السطحي المصنوع كليا من هذه المادة المركبة. سلوك هذه المادة نوقش عن طريق توزيع اجهادات فون ميزيس وبيانيا بواسطة منحني وولر.

كلمات مفتاحية: استبدال مفصل الورك السطحي، سلوك الإجهاد، مادة مركبة $CF/PA12$ ، طريقة العناصر المنتهية.

Résumé

Cette thèse porte sur une étude numérique du comportement en fatigue et donc en rupture du matériau d'une prothèse de resurfacement de hanche. Le problème potentiel causé par les *ions métalliques* générés par les prothèses en métal, et *la fragilité* de la céramique qui ne convient pas à la conception de ce type de prothèses, nous ont mené à proposer un nouveau matériau composite $CF/PA12$ composé de fibres de carbone et d'une résine de polyamide 12, dont la *biocompatibilité* avait été démontrée en laboratoire et d'autres auteurs ont confirmé *sa résistance à la rupture*. Ce biocomposite était traité dans les travaux de recherches autant que tige fémorale, nous avons pris l'initiative de faire une analyse par éléments finis à l'aide du code des éléments finis Abaqus sur le comportement statique et en fatigue dynamique à différentes positions du cycle de marche d'une prothèse de resurfacement de la hanche entièrement réalisée avec ce nouveau composite CF / PA12. Le comportement de ce matériau a été discuté selon la répartition des contraintes de Von Mises sur la prothèse et représenté graphiquement par la courbe de Wöhler.

Mots clés : Prothèse de resurfacement de hanche, comportement en fatigue, composite CF/PA12, Méthode des éléments finis.

Abstract

This thesis focuses on a numerical study of the fatigue behavior and therefore the rupture of the material of a hip resurfacing prosthesis. The potential problem caused by the *metal ions* generated by the metal protheses, and the *fragility* of the ceramic which is not suitable for the design of this type of protheses, led us to propose a new composite material $CF / PA12$ composed of carbon and a polyamide 12 resin, whose biocompatibility had been demonstrated in the laboratory and other authors have confirmed its *resistance to fracture*. This biocomposite was treated in research as well as femoral stem, we took the initiative to do a finite element analysis using Abaqus finite element code on static and dynamic fatigue behavior at different positions of the Gaïte cycle of a hip resurfacing prosthesis made entirely with this new CF / PA12 composite.

Keywords: Hip resurfacing prosthesis, fatigue behavior, CF/PA12 composite, FEA.