



Université de Batna 2- Mostefa Ben Boulaïd
Faculté de Technologie
Département de Génie Mécanique



Thèse

Préparé au sein du Laboratoire de Recherche en Productique (LRP)

Présentée pour l'obtention du diplôme de :

Doctorat 3^{ème} Cycle LMD

Option : Biomécanique

Sous le Thème :

**L'analyse biomécanique et numérique de prothèse de disque
intervertébral**

Présentée par

AMADJI Moussa

Devant le jury composé de :

Dr. BENBOUTA Rachid	Prof.	Université de Batna 2	Président
Dr. MAZOUZ Hammoudi	Prof.	Université de Batna 2	Rapporteur
Dr. LAGRED Ahmed	MCA	Université d'Annaba	Examineur
Dr. MANAA Rabah	MCA	Université de Batna 2	Examineur
Dr. AMEDDAH Hacène	MCA	Université de Batna 2	Examineur

Cette thèse a été réalisée au sein de Laboratoire de Recherche en Productique (LRP), Département de Mécanique, Faculté de Technologie de l'Université de Batna 2.

*Je remercie mon encadreur le Professeur : **MAZOUZ Hammoudi**, Directeur du Laboratoire de recherche en productique (LRP), pour avoir dirigé cette thèse avec une grande rigueur scientifique et pédagogique, une confiance et une liberté d'approche, et pour sa passion de la biomécanique qu'il a su faire partager.*

*Mes remerciements vont particulièrement à monsieur le Docteur : **AMEDDAH Hacène**, Maître de Conférences 'A' à l'université de Batna-2-, qui a assumé la direction de ce travail, qu'il veuille bien trouver ici l'expression de ma gratitude pour son dévouement, sa patience, ses conseils et son enseignement qu'il m'a apporté tout le long de cette thèse.*

*J'adresse mes remerciements les plus vifs à monsieur : **BENBOUTA Rachid**, Professeur à l'université de Batna 2 qui a accepté d'examiner et de présider mon jury de thèse.*

*Je remercie également Monsieur : **LAGRED Ahmed**, Maître de Conférences 'A' à l'université de Badji Mohktar-Annaba, et Monsieur : **MANAA Rabah**, Maître de Conférences 'A' à l'université de Batna 2, pour l'honneur qui m'ont fait d'avoir accepté de faire partie du jury et d'avoir consacré de leur temps à la lecture de cette thèse.*

Mes remerciements s'adressent également à tous les enseignants et collègues doctorants du département de mécanique et du laboratoire qui de près ou de loin ont contribué à l'aboutissement de ce travail.

Et pour finir, je remercie ma famille de m'avoir soutenu et supporté durant ces années de thèse et qui ont su me soutenir pendant les moments difficiles.

Table des matières

Introduction générale.....	1
 Chapitre I : Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis	
I.1. Introduction.....	4
I.2. Les plans de références.....	4
I.3. Approche globale de la zone d'étude.....	5
I.4. Anatomie du rachis.....	6
I.4.1. Vertèbres.....	6
I.4.2. Disques intervertébraux.....	8
I.4.3. Ligaments.....	10
I.4.4. Muscles	11
I.5. Cinématique du rachis.....	13
I.5.1. Les mouvements et la mobilité de la colonne cervicale.....	14
I.5.1.1. Centre de rotation.....	14
I.5.1.2. Biomécanique du rachis cervical in vitro.....	15
I.5.1.3. Biomécaniques du rachis cervical par modélisation.....	17
I.5.2. Les mouvements et la mobilité du rachis lombaire.....	18
I.5.2.1. Biomécanique du rachis lombaire in vitro.....	18
I.5.2.2. biomécaniques du rachis lombaire par modélisation.....	19
I.5.2.3 Les mobilités segmentaires.....	20
I.6. Efforts supportés par le rachis.....	22
I.6.1. Efforts supportés par le rachis cervical.....	22
I.6.2. Efforts supportés par le rachis lombaire.....	23
I.7. Conclusion.....	26
 Chapitre II: les catégories des prothèses discales	
II.1. Introduction.....	28
II.2. Description globale de la prothèse discale.....	29

II.3. Prothèses contrainte.....	31
II.3.1. La prothèse Maverick.....	31
II.3.2. La prothèse Prodisc-L.....	33
II.3.2.1. Cinématique de prodisc-L.....	33
II.3.3. La prothèse Prodisc-C.....	34
II.4. Prothèses Semi-Contraints.....	35
II.4.1. la prothèse SB-Charité.....	35
II.4.2. la prothèse Prestige-LP.....	37
II.5. Prothèses non contraintes.....	38
II.5.1. La prothèse brayn.....	38
II.5.2. La prothèse M6-C.....	40
II.6. Synthèses sur les travaux réalisés sur les prothèses discales.....	41
II.7. Conclusion.....	50

Chapitre III: les algorithmes évolutionnaires pour l'optimisation

de forme	51
III.1. Introduction.....	51
III.2. Les principes d'optimisation.....	51
III. 2.1. Généralités.....	51
II.2.1.1. Fonction-objectif & Algorithme d'optimisation.....	52
II.2.1.2. Variables d'optimisation & Contraintes technologiques.....	53
II.2.1.3.. Modélisation générale.....	53
III. 3. Les classes d'optimisations.....	54
III.3.1. Optimisation dimensionnelle.....	54
III.3.2. Optimisation de forme.....	55
III.3.3. Optimisation topologique.....	58
III.4. Algorithmes évolutionnaires	57
III.4.1. Méthodes Heuristiques.....	61
III.4.2. Méthodes Méta-heuristiques.....	61
III.4.2.1. Algorithmes génétiques GA.....	61

III.4.2.2. Optimisation par essaim de particules PSO.....	67
III.5. Conclusion	70
Chapitre IV : Analyse biomécanique et numérique d’optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C	71
IV.1. Introduction.....	71
IV.2. Rappels théoriques.....	72
IV.2.1. Loi de Hooke généralisé.....	72
IV.3 Les différents types de modélisation.....	74
IV.3.1 Fil de fer ou wire frame	74
IV.3.2. Modélisation des courbes et des surfaces.....	76
IV.3.3. Reconstruction des surfaces complexes à partir d’un nuage de points où une triangulation.....	78
IV.3.4. Utilisation de la modélisation volumique.....	80
IV.4 Synthèse des travaux sur l’optimisation de forme.....	82
IV.5. Optimisation de forme de prothèse Prodisc-C.....	85
IV.5.1. Description géométrique et fonctionnelle.....	85
IV.5.2. Déroulement de l’étude.....	86
IV.5.3. Conditions aux limites et chargement.....	86
IV.5.4. résultats avant l’optimisation.....	87
IV.5.5. Optimisation du modèle.....	88
IV.5.6. Résultats après l’optimisation.....	91
IV.5.7. Discussion.....	92
IV.6. Conclusion.....	98
Conclusion général.....	100
Références	102

Liste des figures

Chapitre I : Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis

Figure I-1: Système de référence anatomique [1].....	5
Figure I-2: Position du rachis dans le corps [2]	6
Figure I-3: les vertèbres cervicale, thoracique, et lombaire.....	7
Figure I-4: Schéma d'une vertèbre [4].....	7
Figure I-5: le disque intervertébral [16].....	9
Figure I-6: Structure et fonction du disque intervertébral. Inférieur, Lamelles des anulus avec des fibres de collagène obliques dans des directions alternées (30°) [8].....	10
Figure I-7: Les ligaments liés à deux vertèbres qui se succèdent [1].....	11
Figure I-8: Muscles du rachis cervical [9].....	12
Figure I-9: Constitution et action du muscle sterno-cléido-mastoïdien, extension, inclinaison et rotation du système tête-cou [2].....	12
Figure I-10: Système musculaire du rachis On observe, de gauche à droite : le plan postérieur profond, les plans moyen et superficiel et le plan latéral [10].....	13
Figure I-11: Les mouvements du rachis lombaire [1].....	14
Figure I-12: le centre de rotation entre des vertèbres [16].....	15
Figure I-13: Méthodologie de calcul du centre de rotation (CDR) [12].....	15
Figure I-14: Dispositif expérimental optoélectronique [6].....	16
Figure I-15: Valeurs de mobilités en flexion/extension avec l'âge [26].....	20
Figure I-16: Valeurs de mobilités en inclinaison latéral avec l'âge [26].....	21
Figure I-17: La lordose physiologique tend à s'accroître avec le poids de la tête (a). La situation légèrement antérieure de la ligne gravitaire de la tête tend à provoquer la flexion du cou (b). Ces deux mécanismes se combinent et s'équilibrent. [27].....	22
Figure I-18: Représentation mécanique simplifiée du système tête-cou [28].....	23
Figure I-19: Transmission des charges au niveau du disque (selon Panjabi) [13]..	23
Figure I-20: Variations de la pression intradiscale avec la posture (Nachemson	

1981) [29]	24
Figure I-21: Modélisation des efforts supportés par le rachis lombaire [10]	25
Figure I-22: les charges appliqués sur la colonne vertébrale.....	26
Figure I-23: Hernie discale lombaire [4].....	26

Chapitre II : Les catégories des prothèses discales

Figure II-1: la différence entre les deux systèmes, (a) le système de cage et plaque Antelys, (b) le système de prothèse discale	28
Figure II-2: les différents modèles de prothèses, (a) lombaires et, (b) cervicale [34].....	29
Figure II-3: Schéma global de la prothèse discale [37].....	30
Figure II-4: La prothèse discale lombaire Maverick. [43].....	31
Figure II-5: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Maverick récupéré par (1,5 an vivo) montrant des rayures et une zone d'impact [36].....	32
Figure II-6: la prothèse Prodisc-L en lordose	33
Figure II-7: les degrés de liberté de Prodisc-L [45].....	34
Figure II-8: la prothèse discale cervicale Prodisc-C [46].....	35
Figure II-9: la prothèse discale lombaire SB-Charité [37].....	36
Figure II-10: la prothèse discale cervicale Prestige-LP.....	37
Figure II-11: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Prestige récupéré par (2,3 ans in vivo) montrant une cicatrice d'usure typique [36].....	38
Figure II-12: la prothèse discale cervicale Bryan.....	38
Figure II-13: Incidence d'une plaque d'extrémité dans une prothèse de Bryan récupéré (6,9 ans in vivo) [36].....	40
Figure II-14: Vue postérieure de la gaine d'un implant de Bryan récupéré (1.6 ans in vivo) montrant l'aspect nuageux avec des zones de craquer [36].....	40
Figure II-15: la prothèse discale cervicale M6-C [55].....	41
Figure II-16: (A) Une prothèse contrainte (1 ddl 2-d) montrant seulement une façon possible d'atteindre 10° de flexion et extension. (B) Une prothèse non	

contrainte (2 ddl 2-d) montrant qu'il existe de nombreuses façons d'atteindre 10° de flexion et extension-chacun avec différents degrés de translation [38].....	42
Figure II-17: l'influence de la différence de rayon sur la translation de prothèse[38].....	43
Figure II-18: le simulateur de colonne vertébrale Bose [42].....	44
Figure II-19: Demi-sphères de prothèse discale en contact [60].....	46
Figure II-20: Images schématiques et réelles de la configuration de contact à bille sur douille [61].....	46
Figure II-21: Comparaison des contours d'usure observés dans les simulations EF et les récupérations des modèles [56].....	49

Chapitre III : Les algorithmes évolutionnaires pour l'optimisation de forme

Figure III-1: Représentation générale d'une boucle d'optimisation de structure mécanique.....	54
Figure III-2: résultats d'optimisation de forme pour deux topologies différentes : (gauche) pas de trou (droite) 5 trous Source : Structural Optimization with FreeFem, G [73].....	57
Figure III-3: modèle de base et iso-surface du résultat en densité de l'optimisation topologique réalisée avec ALTAIR OPTISTRUCT (seuil de densité 0.15).....	59
Figure III-4: représentation du principe d'homogénéisation, au sein d'un élément.....	60
Figure III-5: Fonctionnement courant d'un algorithme génétique [70].....	64
Figure III-6: Exemple du codage binaire d'une solution potentielle avec 3 paramètres [71].....	65
Figure III-7: Modèle de la roulette - wheel [91].....	65
Figure III-8 : Méthodes de recombinaison (croisement) utilisées par l'GA [75]....	66
Figure III-9: Méthodes de mutation utilisées par l'GA [75].....	67
Figure III-10: Schéma de l'évitement d'un prédateur par un banc de poissons [69]	68

Chapitre IV : Analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C

Figure IV-1: état de contrainte général.....	72
Figure IV-2: présentation schématique des critères Tresca et Von-Mise [93].....	74
Figure IV-3 : présentation schématique des critères Mohr-Coulomb et Drucker-Prager [93].....	74
Figure IV-4: Représentation Fil de Fer.....	75
Figure IV-5: Différents modes de représentation (Modèle fil de fer, Modèle Surfaccique) d'un cube [94].....	75
Figure IV-6: Représentation Courbes BEZIER.....	77
Figure IV-7 : Représentation Courbes B-SPLINE.....	78
Figure IV-8: Reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de points	79
Figure IV-9 : Reconstruction d'une surface NURBS.....	79
Figure IV-10: (a) scanner des points de la dent ; (b) obtention du nuage de points de la dent.....	80
Figure IV-11 : (a) maillage du profil de la prothèse dent; (b) profil de la courbe génératrice sur la prothèse de la dent.....	80
Figure IV-12: Représentation volumique	80
Figure IV-13: Modélisation par occupation spatiale.....	81
Figure IV-14: Reconstruction d'une vertèbre de la colonne vertébrale par B-spline surface (a) CT image data, (b) surface implicite, (c) discrétisation des données en voxels, (d) projection du rectangle net, (e) visualisation à l'intérieur des points générés, (f) résultat par lissage de surfaces B-spline. [94].....	82
Figure IV-15: Comparaison de la répartition des contraintes Von-Mises dans la matrice inférieure entre (a) la géométrie initiale et (b) optimisée [102].....	83
Figure IV-16: Concentration d'acétophénone le long du chenal pour la phase (a) initiale et (b) finale configurations [103].....	83
Figure IV-17: Représentation des paramètres géométriques [104].....	84
Figure IV-18: Le conteur de contrainte de Von-Mises sur les trois formes [104].	85

Figure IV-19: Description géométrique et fonctionnelle de la prothèse discale cervicale ProDisc-C.....	86
Figure IV-20: Efforts supportés par le rachis cervical.....	87
Figure IV-21: les conditions aux limites et chargement appliqué sur la prothèse cervicale ProDisc-C.....	87
Figure IV-22: le contour de contrainte Von-Mises.....	88
Figure IV-23: les variables de la conception.....	90
Figure IV-24: les trois positions de la prothèse ProDisc-C.....	91
Figure IV-25: les contours de simulation (a) contrainte Von-Mises, (b) l'usure linéaire [114].....	93
Figure IV-26: les deux scénarios sur Solidworks.....	93
Figure IV-27: contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 0° (a) scénario 1 (b) scénario 10.....	94
figure IV-28: le contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 6° (a) scénario 1 (b) scénario 10.....	94
figure IV-29: contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 8° (a) scénario 1 (b) scénario 12.....	95
Figure IV-30 : contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 73.6N, prothèse série 1 avec 0° de flexion, prothèse série 2 avec 6° de flexion, prothèse série 3 avec 8° de flexion.....	96
Figure IV-31: contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 150N, prothèse série 1 à 0 ° de flexion, prothèse série 2 à 6 ° de flexion, prothèse série 3 à 8 ° de flexion.....	98

Liste des tableaux

Chapitre I : Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis

Tableau I-1: Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données in vitro.....	17
Tableau 2. Les résultats de plusieurs auteurs par modélisation.....	18
Tableau 3. Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données in vitro.....	19
Tableau 4. Les résultats de Jonathan N et al [23] par modélisation.....	20

Chapitre II : Les catégories des prothèses discales

Tableau II-1 : Principales caractéristiques de Maverick [6].....	32
Tableau II-2: Principales caractéristiques de la Prodisc-L [6].....	34
Tableau 3: Principales caractéristiques de la Prodisc-C.....	35
Tableau II-4: Principales caractéristiques de la SB Charité [6].....	36
Tableau II-5: Principales caractéristiques de Prestige-LP.....	37
Tableau II-6: Principales caractéristiques de Bryan.....	39
Tableau II-7: Principales caractéristiques de M6-C.....	41
Tableau II-8: résumé de plusieurs études sur les prothèses	50

Chapitre IV : Analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C

Tableau IV-1: Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés dans la simulation [18].....	86
Tableau IV-2: Les premiers résultats de simulation	87
Tableau IV-3: sous la force de 73.6N.....	92
Tableau IV-4: Sous la force de 150N.....	97

Liste des tableaux

Chapitre I : Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis

Tableau I-1: Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données in vitro.....	17
Tableau 2. Les résultats de plusieurs auteurs par modélisation.....	18
Tableau 3. Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données in vitro.....	19
Tableau 4. Les résultats de Jonathan N et al [23] par modélisation.....	20

Chapitre II : Les catégories des prothèses discales

Tableau II-1 : Principales caractéristiques de Maverick [6].....	32
Tableau II-2: Principales caractéristiques de la Prodisc-L [6].....	34
Tableau 3: Principales caractéristiques de la Prodisc-C.....	35
Tableau II-4: Principales caractéristiques de la SB Charité [6].....	36
Tableau II-5: Principales caractéristiques de Prestige-LP.....	37
Tableau II-6: Principales caractéristiques de Bryan.....	39
Tableau II-7: Principales caractéristiques de M6-C.....	41
Tableau II-8: résumé de plusieurs études sur les prothèses	50

Chapitre IV : Analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C

Tableau IV-1: Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés dans la simulation [18].....	86
Tableau IV-2: Les premiers résultats de simulation	87
Tableau IV-3: sous la force de 73.6N.....	92
Tableau IV-4: Sous la force de 150N.....	97

Liste des figures

Chapitre I : Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis

Figure I-1: Système de référence anatomique [1].....	5
Figure I-2: Position du rachis dans le corps [2]	6
Figure I-3: les vertèbres cervicale, thoracique, et lombaire.....	7
Figure I-4: Schéma d'une vertèbre [4].....	7
Figure I-5: le disque intervertébral [16].....	9
Figure I-6: Structure et fonction du disque intervertébral. Inférieur, Lamelles des anulus avec des fibres de collagène obliques dans des directions alternées (30°) [8].....	10
Figure I-7: Les ligaments liés à deux vertèbres qui se succèdent [1].....	11
Figure I-8: Muscles du rachis cervical [9].....	12
Figure I-9: Constitution et action du muscle sterno-cléido-mastoïdien, extension, inclinaison et rotation du système tête-cou [2].....	12
Figure I-10: Système musculaire du rachis On observe, de gauche à droite : le plan postérieur profond, les plans moyen et superficiel et le plan latéral [10].....	13
Figure I-11: Les mouvements du rachis lombaire [1].....	14
Figure I-12: le centre de rotation entre des vertèbres [16].....	15
Figure I-13: Méthodologie de calcul du centre de rotation (CDR) [12].....	15
Figure I-14: Dispositif expérimental optoélectronique [6].....	16
Figure I-15: Valeurs de mobilités en flexion/extension avec l'âge [26].....	20
Figure I-16: Valeurs de mobilités en inclinaison latéral avec l'âge [26].....	21
Figure I-17: La lordose physiologique tend à s'accroître avec le poids de la tête (a). La situation légèrement antérieure de la ligne gravitaire de la tête tend à provoquer la flexion du cou (b). Ces deux mécanismes se combinent et s'équilibrent. [27].....	22
Figure I-18: Représentation mécanique simplifiée du système tête-cou [28].....	23
Figure I-19: Transmission des charges au niveau du disque (selon Panjabi) [13]..	23
Figure I-20: Variations de la pression intradiscale avec la posture (Nachemson	

1981) [29]	24
Figure I-21: Modélisation des efforts supportés par le rachis lombaire [10]	25
Figure I-22: les charges appliqués sur la colonne vertébrale.....	26
Figure I-23: Hernie discale lombaire [4].....	26

Chapitre II : Les catégories des prothèses discales

Figure II-1: la différence entre les deux systèmes, (a) le système de cage et plaque Antelys, (b) le système de prothèse discale	28
Figure II-2: les différents modèles de prothèses, (a) lombaires et, (b) cervicale [34].....	29
Figure II-3: Schéma global de la prothèse discale [37].....	30
Figure II-4: La prothèse discale lombaire Maverick. [43].....	31
Figure II-5: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Maverick récupéré par (1,5 an vivo) montrant des rayures et une zone d'impact [36].....	32
Figure II-6: la prothèse Prodisc-L en lordose	33
Figure II-7: les degrés de liberté de Prodisc-L [45].....	34
Figure II-8: la prothèse discale cervicale Prodisc-C [46].....	35
Figure II-9: la prothèse discale lombaire SB-Charité [37].....	36
Figure II-10: la prothèse discale cervicale Prestige-LP.....	37
Figure II-11: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Prestige récupéré par (2,3 ans in vivo) montrant une cicatrice d'usure typique [36].....	38
Figure II-12: la prothèse discale cervicale Bryan.....	38
Figure II-13: Incidence d'une plaque d'extrémité dans une prothèse de Bryan récupéré (6,9 ans in vivo) [36].....	40
Figure II-14: Vue postérieure de la gaine d'un implant de Bryan récupéré (1.6 ans in vivo) montrant l'aspect nuageux avec des zones de craquer [36].....	40
Figure II-15: la prothèse discale cervicale M6-C [55].....	41
Figure II-16: (A) Une prothèse contrainte (1 ddl 2-d) montrant seulement une façon possible d'atteindre 10° de flexion et extension. (B) Une prothèse non	

contrainte (2 ddl 2-d) montrant qu'il existe de nombreuses façons d'atteindre 10° de flexion et extension-chacun avec différents degrés de translation [38].....	42
Figure II-17: l'influence de la différence de rayon sur la translation de prothèse[38].....	43
Figure II-18: le simulateur de colonne vertébrale Bose [42].....	44
Figure II-19: Demi-sphères de prothèse discale en contact [60].....	46
Figure II-20: Images schématiques et réelles de la configuration de contact à bille sur douille [61].....	46
Figure II-21: Comparaison des contours d'usure observés dans les simulations EF et les récupérations des modèles [56].....	49

Chapitre III : Les algorithmes évolutionnaires pour l'optimisation de forme

Figure III-1: Représentation générale d'une boucle d'optimisation de structure mécanique.....	54
Figure III-2: résultats d'optimisation de forme pour deux topologies différentes : (gauche) pas de trou (droite) 5 trous Source : Structural Optimization with FreeFem, G [73].....	57
Figure III-3: modèle de base et iso-surface du résultat en densité de l'optimisation topologique réalisée avec ALTAIR OPTISTRUCT (seuil de densité 0.15).....	59
Figure III-4: représentation du principe d'homogénéisation, au sein d'un élément.....	60
Figure III-5: Fonctionnement courant d'un algorithme génétique [70].....	64
Figure III-6: Exemple du codage binaire d'une solution potentielle avec 3 paramètres [71].....	65
Figure III-7: Modèle de la roulette - wheel [91].....	65
Figure III-8 : Méthodes de recombinaison (croisement) utilisées par l'GA [75]....	66
Figure III-9: Méthodes de mutation utilisées par l'GA [75].....	67
Figure III-10: Schéma de l'évitement d'un prédateur par un banc de poissons [69]	68

Chapitre IV : Analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C

Figure IV-1: état de contrainte général.....	72
Figure IV-2: présentation schématique des critères Tresca et Von-Mise [93].....	74
Figure IV-3 : présentation schématique des critères Mohr-Coulomb et Drucker-Prager [93].....	74
Figure IV-4: Représentation Fil de Fer.....	75
Figure IV-5: Différents modes de représentation (Modèle fil de fer, Modèle Surfaccique) d'un cube [94].....	75
Figure IV-6: Représentation Courbes BEZIER.....	77
Figure IV-7 : Représentation Courbes B-SPLINE.....	78
Figure IV-8: Reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de points	79
Figure IV-9 : Reconstruction d'une surface NURBS.....	79
Figure IV-10: (a) scanner des points de la dent ; (b) obtention du nuage de points de la dent.....	80
Figure IV-11 : (a) maillage du profil de la prothèse dent; (b) profil de la courbe génératrice sur la prothèse de la dent.....	80
Figure IV-12: Représentation volumique	80
Figure IV-13: Modélisation par occupation spatiale.....	81
Figure IV-14: Reconstruction d'une vertèbre de la colonne vertébrale par B-spline surface (a) CT image data, (b) surface implicite, (c) discrétisation des données en voxels, (d) projection du rectangle net, (e) visualisation à l'intérieur des points générés, (f) résultat par lissage de surfaces B-spline. [94].....	82
Figure IV-15: Comparaison de la répartition des contraintes Von-Mises dans la matrice inférieure entre (a) la géométrie initiale et (b) optimisée [102].....	83
Figure IV-16: Concentration d'acétophénone le long du chenal pour la phase (a) initiale et (b) finale configurations [103].....	83
Figure IV-17: Représentation des paramètres géométriques [104].....	84
Figure IV-18: Le conteur de contrainte de Von-Mises sur les trois formes [104].	85

Figure IV-19: Description géométrique et fonctionnelle de la prothèse discale cervicale ProDisc-C.....	86
Figure IV-20: Efforts supportés par le rachis cervical.....	87
Figure IV-21: les conditions aux limites et chargement appliqué sur la prothèse cervicale ProDisc-C.....	87
Figure IV-22: le contour de contrainte Von-Mises.....	88
Figure IV-23: les variables de la conception.....	90
Figure IV-24: les trois positions de la prothèse ProDisc-C.....	91
Figure IV-25: les contours de simulation (a) contrainte Von-Mises, (b) l'usure linéaire [114].....	93
Figure IV-26: les deux scénarios sur Solidworks.....	93
Figure IV-27: contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 0° (a) scénario 1 (b) scénario 10.....	94
figure IV-28: le contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 6° (a) scénario 1 (b) scénario 10.....	94
figure IV-29: contour de contrainte Von-Mises de Prodisc-C en flexion de 8° (a) scénario 1 (b) scénario 12.....	95
Figure IV-30 : contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 73.6N, prothèse série 1 avec 0° de flexion, prothèse série 2 avec 6° de flexion, prothèse série 3 avec 8° de flexion.....	96
Figure IV-31: contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 150N, prothèse série 1 à 0 ° de flexion, prothèse série 2 à 6 ° de flexion, prothèse série 3 à 8 ° de flexion.....	98

Introduction générale

Introduction générale

Le rachis ou colonne vertébrale est le fondement du squelette. Il est composé d'un ensemble d'éléments dans lequel figurent les disques intervertébraux. Ces derniers sont des cartilages peu innervés et peu vascularisés, localisés entre les vertèbres de la colonne vertébrale. Leur capacité à se déformer leur confère un rôle majeur : donner une flexibilité au rachis en permettant au corps de prendre différentes postures et agir comme un absorbeur de chocs en transmettant le long du rachis diverses sollicitations mécaniques relatives au poids du corps et aux activités musculaires. Ces fonctions sollicitent quotidiennement les disques et provoquent une usure qui prédispose l'individu à un ensemble de pathologies [1].

La pathologie dégénérative du rachis est extrêmement fréquente puisque l'on estime qu'à partir de 50 ans, 50% de la population présente des signes de lésions dégénératives au niveau du rachis. Dans la majorité des cas, le sujet se plaint uniquement de douleurs cervicales et lombaires d'évolution et de sévérité variables.

La technique chirurgicale reste la réalisation d'une discectomie-arthrodèse par voie antérieure.

L'arthrodèse antérieure est une technique très efficace avec un soulagement de la douleur radiculaire dans plus de 90% des cas. Cependant, l'inconvénient de cette technique est la suppression totale et définitive de la mobilité intervertébrale au niveau opéré. Les conséquences fonctionnelles de la perte de mobilité à un certain niveau sont le plus souvent nulles ou minimales pour les activités de la vie quotidienne ; la gêne peut cependant devenir réelle en cas d'arthrodèse multi-étage. Par ailleurs, comme décrit au niveau du rachis lombaire, la perte de mobilité induite par l'arthrodèse expose potentiellement le rachis adjacent à un phénomène d'hyper sollicitation mécanique avec le risque à terme d'entraîner une dégénérescence précoce de ces segments [2-6].

La part liée à l'arthrodèse et celle liée à l'histoire naturelle de la pathologie dégénérative cervicale et lombaire dans la survenue de la dégénérescence du rachis adjacent ne sont pas clairement établies.

C'est dans ce contexte que sont apparues ces dernières années les prothèses discales dont le concept fondamental est de maintenir un certain degré de mobilités intervertébrales et d'assurer ainsi, au moins en théorie, un comportement plus physiologique du rachis opéré.

Cependant, le remplacement prothétique d'un disque intervertébral reste délicat, la cinématique du mouvement intervertébral étant particulièrement complexe avec la mise en jeu de trois articulations (le disque en avant et les facettes en arrière). Le remplacement du disque intervertébral dégénéré par une prothèse discale est une nouvelle technologie indiquée pour la reconstruction après discectomie antérieure chez les patients ayant une radiculopathie et une myélopathie.

Les prothèses discales sont conçues pour préserver le mouvement articulaire entre les vertèbres, pour éviter les inconvénients de fusion inter somatique, pour atteindre une récupération rapide, et pour aider les sujets de retourner leur vie quotidienne et travailler dès que possible. La prothèse discale est constituée au minimum par deux composants, deux plateaux métalliques unis par un noyau. Le noyau peut être mobile mono sphérique ou bi sphérique hors que le centre de rotation de la prothèse n'est pas fixe autorisant des mouvements de translation antéropostérieure et transverse en plus de la rotation dans les trois plans de l'espace soit cinq degré de liberté. Le noyau peut être fixe et le centre de rotation est immobile, correspondant au centre du noyau. Les mouvements de translations pures sont impossibles. Il existe cependant un semblant de translation dépendant du rayon de courbure du noyau.

Mais avec le temps et le fonctionnement, le contact entre les composants de la prothèse (les facettes articulaires) entraîne un frottement, et ce dernier provoque l'usure qui produit des débris, l'optimisation de forme permet d'améliorer la conception de prothèse.

L'optimisation de forme d'une structure mécanique consiste à rechercher, à partir d'une forme initiale, une forme idéale au regard d'un objectif précis, intrinsèque à la structure. Ceci permet la minimisation d'un poids, d'un coût, du dommage et la recherche d'une meilleure répartition des contraintes pour l'amélioration de la tenue à la fatigue ou toute autre fonction.

Le travail demeure un sujet de recherche d'actualité dans le domaine de la biomécanique du rachis, et ces travaux réalisés dans le cadre des thèmes qui s'inscrivent dans l'optique de recherche du Laboratoire (LRP). L'intérêt de ce travail se focalise sur l'optimisation de forme des prothèses discales plus particulièrement sur la prothèse cervicale Prodisc-C et de minimiser les contraintes intervertébrales pour mieux assurer cette bio fonctionnalité et pour permettre d'obtenir un confort aux patients.

C'est dans cette optique que l'intérêt de cette étude comporte quatre chapitres repartis comme exigé par une méthodologie de recherche :

Le premier chapitre concerne l'anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis, par une illustration anatomique et biomécanique du rachis avec sa structure (vertèbres, disque intervertébraux, ligaments et muscles). L'impétrant se focalise sur le disque intervertébral et ses composants (Nucleus Pulposus et annulus fibrosus). La cinématique du rachis sur les trois plans anatomique (sagittal, frontal, et transversal), la mobilité en degré du rachis cervicale et lombaire, avec leurs études in vitro des différents auteurs. Finalement une description des sollicitations élargie des différents auteurs et des études du rachis cervicale et lombaire in vivo et in vitro est décrite dans ce chapitre.

La deuxième partie comporte les catégories des prothèses discales, ainsi qu'une gamme générale de la prothèse discale et ces trois groupes (contrainte, semi contrainte, et non contrainte), afin de cerner la prothèse adéquate (Type d'implant, concept, nombre de composant, alliage de plateau, centre de rotation, les degrés de libertés, couple de frottement, et la stabilité). En clôturant ce chapitre par une synthèse bibliographique des travaux réalisés sur l'évolution des prothèses discales.

Dans le troisième chapitre, une présentation de mise en situation de l'optimisation au sein des méthodes de conception mécanique telles qu'elles sont connues. Dans un premier temps, les entités propres à l'optimisation de structure vont être brièvement énoncées ainsi que leurs relations. Par la suite, un tour d'horizon des méthodes évolutionnaires sera proposé. Dans le but de l'acquisition des informations nécessaires à la compréhension du choix de l'optimisation topologique par optimisation de forme pour la prothèse mise en œuvre.

Le dernier chapitre est une étude fondamentale de l'analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C. Ceci pour la formulation du problème d'optimisation de la conception optimale sur la prothèse discale cervicale Prodisc-C par le choix de la fonction objective la contrainte Von-Mises, comme variable le diamètre des surfaces articulaires, et comme contrainte la hauteur de la prothèse.

Chapitre I

**Anatomie fonctionnelle et
biomécanique du rachis**

Chapitre I :

Anatomie fonctionnelle et biomécanique du rachis

I.1. Introduction

L'anatomie est l'étude de la structure du corps. Comme d'autres disciplines, elle a son propre langage pour permettre une communication claire et précise.

La complexité du rachis n'est appréhendable de manière rigoureuse qu'à partir d'une connaissance approfondie de son anatomie et de celle du sternum. De même, on ne saurait en traiter sérieusement sans cerner la biomécanique des structures rachidiens (vertèbres, disques, ligaments, muscles). Enfin, les caractéristiques biomécaniques fonctionnelles du rachis sont indispensables pour aborder la complexité de son fonctionnement. C'est donc une présentation de l'ensemble de ces éléments que nous allons présenter dans ce premier chapitre.

I.2. Les plans de références

L'étude du corps humain se fait en fonction des plans fondamentaux de l'espace (Figure I-1)

- Le plan sagittal est un plan vertical antéropostérieur. La coupe sagittale médiane sépare le corps en deux parties, le côté gauche et droit.

- Le plan frontal est un plan vertical, perpendiculaire au plan sagittal. La coupe frontale médiane sépare le corps en deux côtés, la partie ventrale (antérieure) et dorsale (postérieure).

- Le plan transverse est un plan horizontal perpendiculaire aux plans sagittal et frontal, séparant le corps en partie crâniale et caudale [1].

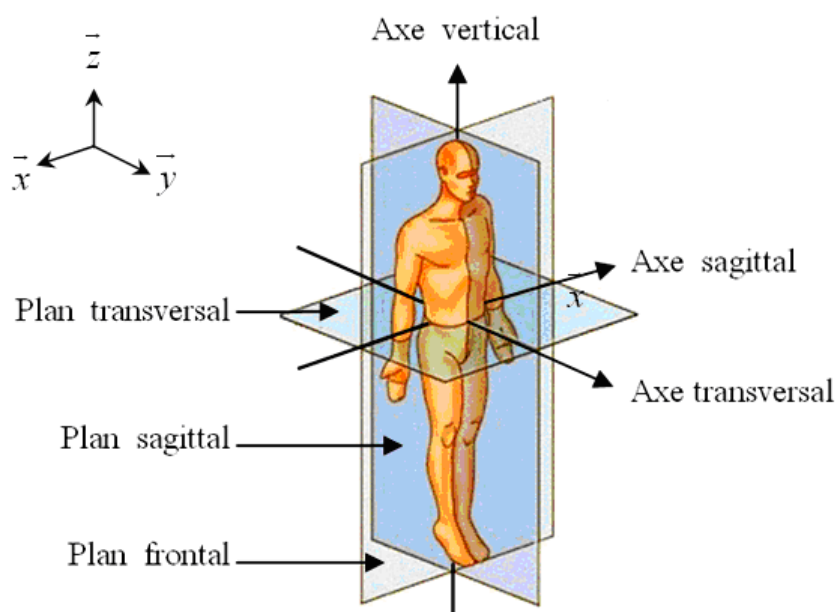


Figure I-1: Système de référence anatomique [1]

I.3. Approche globale de la zone d'étude

Le rachis est une colonne flexible formée d'une série d'os appelés vertèbres. Celles-ci sont au nombre de 33 groupées sous le nom de cervicales, dorsales, lombaires, sacrées et coccygiennes selon les régions qu'elles occupent. Elles sont sept (7) dans les régions cervicales (C1 à C7) positionnées en lordose (concavité postérieure), douze (12) dans le rachis dorsal (T1 à T12) en cyphose (concavité antérieure), cinq (5) dans le rachis lombaire (L1 à L5) en lordose, cinq (5) dans le sacrum en cyphose et quatre (4) dans le coccyx (figure I-2) [2]. Les 24 vertèbres des trois régions supérieures de la colonne restent distinctes tout au long de la vie, elles sont appelées vertèbres vraies ou mobiles. Tandis que celles de la région sacrée et coccygienne sont appelées vertèbres fausses ou fixes parce qu'elles s'unissent à l'âge adulte pour ne former que deux os : le sacrum et le coccyx.

La colonne vertébrale est le pilier central du corps humain, elle joue un rôle extrêmement important dans nos corps car elle soutient le poids du haut du corps; fournit une posture tout en permettant le mouvement et la flexibilité; et protège la moelle épinière. Elle supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche. D'une longueur d'environ 70 cm chez l'homme (60 cm chez la femme), sa diminution peut atteindre 2 cm en station debout [3, 4].

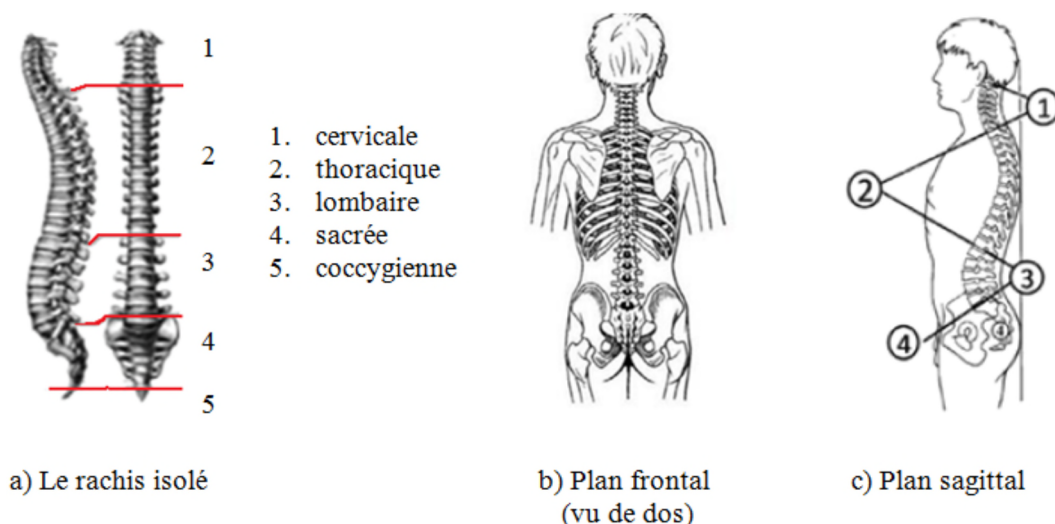


Figure I-2: Position du rachis dans le corps [2]

I.4. Anatomie du rachis

Le rachis est composé d'un ensemble d'éléments : vertèbres, disques intervertébraux, ligaments, et muscles.

I.4.1. Vertèbres

Dans la direction crânio-caudale, le rachis comporte 33 vertèbres empilées, soit 24 vertèbres libres séparées les unes des autres par un cartilage appelé disque intervertébral et 8-9 vertèbres soudées.

- La région cervicale est composée de 7 vertèbres, notées de C1 à C7, positionnées en lordose dans le plan sagittal. Ces vertèbres permettent l'articulation du rachis avec la tête. Au niveau cervical supérieur, il n'y a pas de présence de disque intervertébral entre la vertèbre C1 (nommée atlas) et C2 (nommée axis), ou l'articulation se fait au travers de la vertèbre C0 (nommée l'occipital).

- Les 12 vertèbres de la région thoracique, notées de T1 à T12, sont positionnées en cyphose. Elles sont attachées à la cage thoracique.

- Les 5 vertèbres lombaires, notées de L1 à L5, sont positionnées en lordose. Elles suivent la région thoracique.

- La région sacrée est composée de 5 vertèbres en cyphose, notées de S1 à S5. Quant à la région coccygienne, elle comporte 4 vertèbres. A l'âge adulte, les vertèbres de la région sacrée et coccygienne fusionnent pour former deux os : le sacrum et le coccyx.

De part leurs positions et leurs rôles dans le rachis, les dimensions et la forme des vertèbres varient les unes par rapport aux autres.

La figure I-3 donne un exemple de la forme générale des vertèbres de la région cervicale, thoracique et lombaire [1].

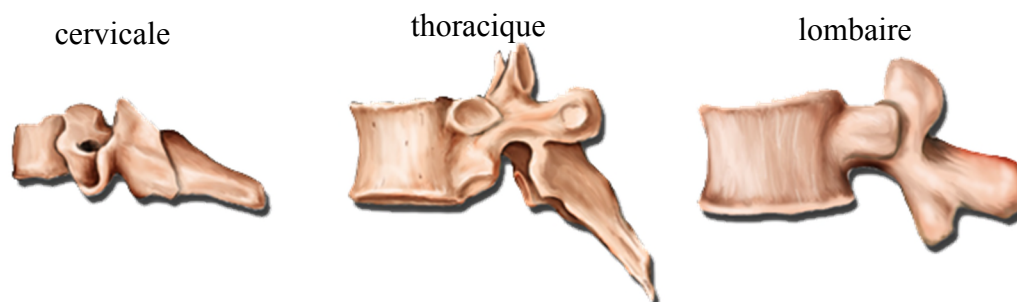


Figure I-3: Les vertèbres : cervicale, thoracique, et lombaire

A l'exception de l'atlas et de l'axis (qui appartiennent au rachis cervical), toutes les vertèbres (Figure I-4) sont constituées d'un corps vertébral et de l'arc neural.

1. Pédicule
2. Processus articulaire sup.
3. Lame
4. Foramen vertébral (canal vertébral)
5. Processus épineux
6. Surface articulaire sup. du corps
7. Processus transverse
8. Processus articulaire inférieur

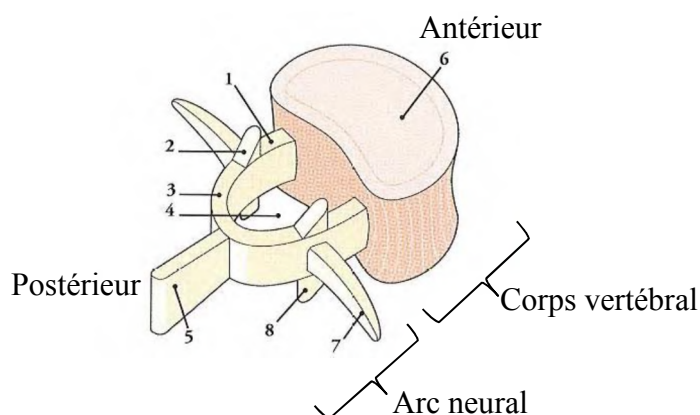


Figure I-4: Schéma d'une vertèbre [4]

Deux parties constituent une vertèbre type : le corps vertébral dans la partie antérieure et l'arc neural dans la partie postérieure. Ces deux parties délimitent une zone appelée le foramen vertébral.

- Le corps vertébral est la partie la plus volumineuse de la vertèbre, en étant plus large qu'épaisse, avec une géométrie plus ou moins cylindrique. Afin de supporter les charges dues au poids du corps, son épaisseur augmente le long du rachis dans la direction crânio-caudale.

- L'arc neural est en général composé de deux pédicules (en 1), de deux lames verticales (en 3), d'un processus épineux (en 5), de deux processus transverses (en 7) et de quatre processus articulaires, soit deux supérieurs et deux inférieurs (en 2 et en 8).

- Le foramen vertébral, où passe la moelle épinière, la soutient et la protège de chocs et compressions. La moelle épinière mesure 43 cm de long chez l'adulte. Elle se situe dans le foramen vertébral entre la vertèbre cervicale C1 et la vertèbre lombaire L1. Sa fonction principale est de transmettre des messages nerveux entre le cerveau et le reste du corps.

Deux vertèbres qui se succèdent sont articulées antérieurement par le disque intervertébral et postérieurement par des facettes se trouvant à l'extrémité des processus articulaires [1].

I.4.2. Disques intervertébraux

Les disques intervertébraux représentent environ 25% de la hauteur du rachis mobile (de la vertèbre C2 à S1). Nous distinguons les disques par la position qu'ils occupent dans le rachis en les nommant disque X1-X2 où X1 est le nom de la vertèbre supérieure, et X2 est le nom de la vertèbre inférieure (exemple : le disque L3-L4 se trouve entre la vertèbre lombaire supérieure L3 et la vertèbre inférieure L4).

L'épaisseur du disque varie selon les régions du rachis. Elle diminue légèrement de la colonne cervicale jusqu'à la vertèbre T5, puis augmente graduellement jusqu'au maximum dans la région lombaire.

Le rachis lombaire étant en lordose, les disques dans cette région sont plus hauts en antérieur qu'en postérieur. La hauteur moyenne de ces disques chez l'adulte est de 8 à 15 mm sauf en L5-S1, où elle est approximativement de l'ordre de 5 mm. Cette hauteur assez élevée favorise la mobilité entre les vertèbres. En coupe transverse, les quatre premiers disques lombaires ont un bord postérieur concave ou plat, et en L5-S1 le disque a un bord postérieur plat ou légèrement convexe en arrière [1].

Leur capacité à se déformer présente les rôles majeurs : pour donner de la souplesse à la colonne vertébrale en permettant au corps de prendre des postures différentes et d'agir comme un amortisseur en transmettant diverses contraintes le long de la colonne vertébrale.

Les propriétés mécaniques liées au poids du corps et à l'activité musculaire. Ces fonctions sollicitent les disques quotidiennement et provoquent une usure qui prédispose l'individu à un ensemble de pathologies [1, 3].

I.4.2.1. Anatomie fonctionnelle du disque intervertébral

La structure du disque intervertébral (DIV) est à la fois complexe et inhomogène [5]. Les disques intervertébraux sont des coussinets de fibrocartilage qui résistent à la compression de

la colonne vertébrale tout en permettant des mouvements limités. Ils répartissent uniformément le chargement sur les corps vertébraux, même lorsque la colonne vertébrale est fléchie ou étendue. Les lamelles individuelles de l'anulus fibrosus sont constituées principalement de fibres de collagène passant obliquement entre les corps vertébraux, l'orientation des fibres étant inversée dans les lamelles successives. Nous distinguons deux parties principales dans le disque, comme le montre la figure I-5.

- le Nucleus Pulposus (N), la partie gélatineuse se trouvant au centre du disque.
- l'Annulus Fibrosus (A), la région lamellaire entourant le nucleus.



Figure I-5: le disque intervertébral [1]

a) Nucleus Pulposus

Le nucleus comporte environ 85 % d'eau et se présente sous la forme d'un gel, incompressible chez l'adolescent, qui devient de plus en plus fibreux chez l'adulte. Il est mobile, déformable mais incompressible, répartissant les pressions dans toutes les directions et amortissant les chocs [4, 6].

b) L'annulus fibrosus

L'annulus fibrosus est une structure biologique en forme d'anneau qui forme la partie externe du disque intervertébral, où sa tâche est de maintenir le nucleus pulposus en place tout en résistant aux charges complexes des corps vertébraux et du nucleus pulposus (N). L'annulus fibrosus est constitué d'environ 20 lamelles (Figure I-6), chaque lamelle étant constituée de près de 40 faisceaux de fibres de protéoglycane et de collagène. Le protéoglycane lie la structure des lamelles ensemble, tandis que les fibres de collagène servent

d'éléments porteurs. De plus, il a été constaté que l'anneau varie d'un matériau souple près de la région annulaire à un matériau plus rigide à la limite extérieure de l'anneau [7].

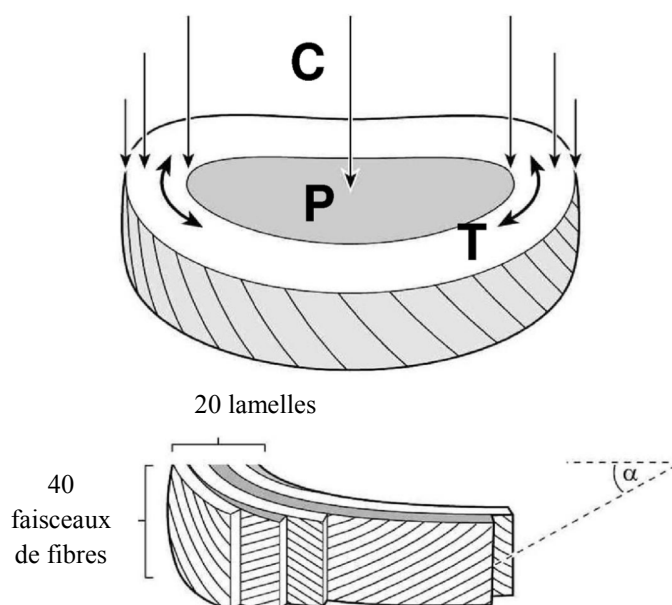


Figure I-6: Structure et fonction du disque intervertébral. Haute compression vertébrale (C) génère une pression hydrostatique (P) dans le noyau, et les contraintes de traction (T) dans l'anulus. Inférieur, Lamelles des anulus avec des fibres de collagène obliques dans des directions alternées 30° [8].

I.4.3. Ligaments

Les ligamentaires sont des moyens d'unions entre deux vertèbres ;

a) Les ligaments périphériques

- **Ligament longitudinal antérieur:** est une longue bande fibreuse tendue de la base de l'occiput jusqu'à la face antérieure de S2 (deuxième vertèbre sacrée). Il adhère à la face antérieure des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Il se compose de fibres longues superficielles qui s'étendent sur trois ou quatre vertèbres et de fibres courtes profondes qui unissent deux vertèbres adjacentes (Figure I-7).

- **Ligament longitudinal postérieur:** est situé dans le canal vertébral, c'est une longue bande fibreuse. Il est tendu de la face postérieure du corps de l'axis à celle du coccyx. Étroit au niveau des corps vertébraux, il s'élargit pour se fixer sur les disques intervertébraux et sur la partie adjacente des corps.

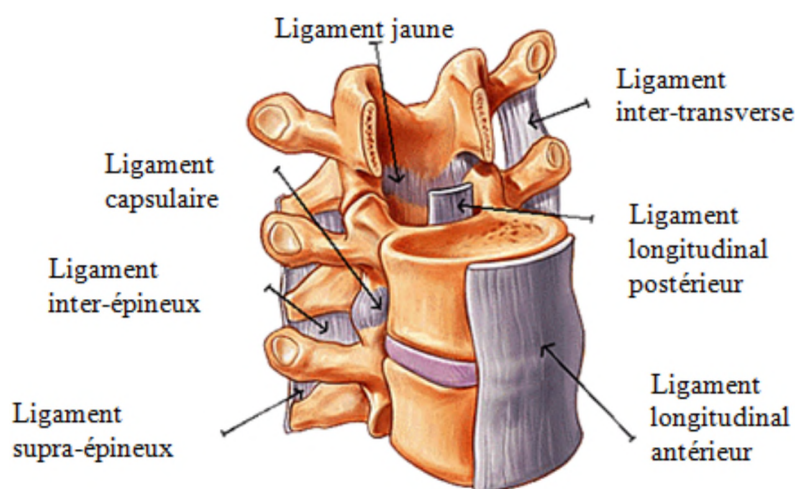


Figure I-7: Les ligaments liés à deux vertèbres qui se succèdent [1]

b) Les ligaments de l'arc postérieur

-**Le ligament jaune** : se fixe sur le bord des lames sus et sous-jacente. De coloration jaunâtre, il est rectangulaire et particulièrement épais et résistant dans la région lombaire. Il limite la flexion.

-**Le ligament supra-épineux** est un cordon fibreux solide tendu du processus épineux de la septième vertèbre cervicale à la crête sacrale. Il se fixe au sommet des processus épineux des vertèbres.

-**Les ligaments interépineux** unissent le bord des processus épineux sus-jacents et sous-jacents. Solides et très élastiques, ils limitent la flexion du rachis et contribuent au maintien de la posture vertébrale.

-**Les ligaments intertransversaires** sont de fines lames fibreuses unissant les processus transverses (Figure I-7).

I.4.4. Muscles

a) Muscles de rachis cervicale

Le rachis cervical est une zone importante d'insertions musculaires, permettant de stabiliser le crâne et de le mouvoir dans l'espace. Les principaux muscles cervicaux (Figure I-8) sont :

-Les muscles sterno-cléido-mastoïdiens ;

-Les muscles prévertébraux : le long du cou, les intertransversaires, le grand et petit droit antérieur, le droit latéral et les scalènes;

-Les muscles de la nuque : le petit et grand oblique, le petit et grand droit postérieur, les transversaires épineux, le grand et petit complexe, le splenius, l'angulaire de l'homoplate, le trapèze [2, 9].

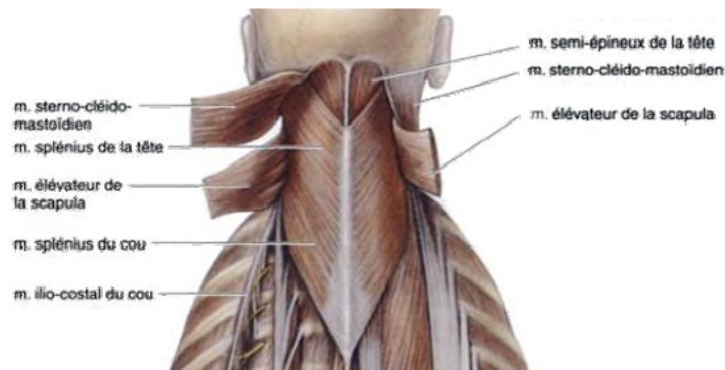


Figure I-8: Muscles du rachis cervical [9]

Dans son ensemble le sterno-cléido-mastoïdien forme une large bande musculaire, étendue sur la face antéro-latérale du cou, oblique en bas et en avant. La contraction unilatérale du sterno-cléido-mastoïdien détermine un triple mouvement associant la rotation de la tête du cote opposé à sa contraction, l'inclinaison et l'extension du cote de sa contraction. Ce mouvement porte le regard en haut et vers le coté opposé à la contraction du muscle (figure I-9) [2].

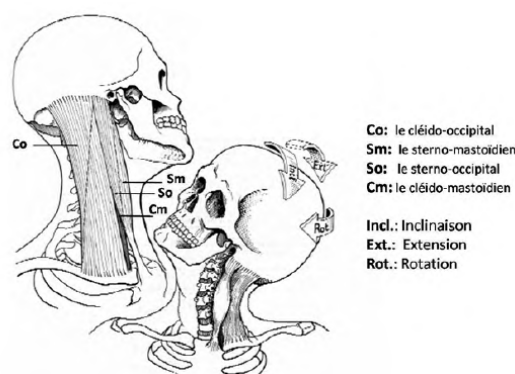


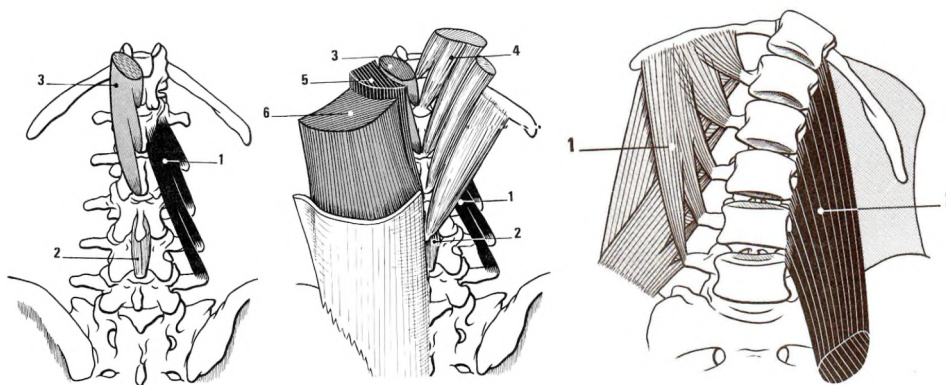
Figure I-9: Constitution et action du muscle sterno-cléido-mastoïdien, extension, Inclinaison et rotation du système tête-cou. [2]

b) Muscles de rachis lombaire

On distingue premièrement des muscles qui s'insèrent directement (intrinsèques) sur le rachis lombaire, qu'ils mobilisent et stabilisent, comme les paravertébraux dorsaux, quadratus

lumborum (carré des lombes) et la portion vertébrale du psoas, et ensuite des muscles dits extrinsèques, de la paroi antérolatérale de l'abdomen (sangle abdominale) qui jouent un rôle indirecte dans la stabilisation du rachis.

De la même manière, on peut distinguer dans la première catégorie (intrinsèque) (Figure I-10), un ensemble de muscles à court bras de levier, situés dans le plan postérieur profond (muscles transversaire-épineux, inter-épineux, épi-épineux) et un ensemble à long bras de levier, situé dans les plans moyens (petit dentelé supérieur et inférieur) et superficiels (muscle ilio-costal, grand dorsal) ainsi que dans les parties latérales du tronc (carré des lombes, psoas) [10].



1 : Muscle transversaire-épineux
2 : Muscle inter-épineux
3 : Muscle épi-épineux
4 : Muscle petit dentelé

5 : Muscle grand dorsal
6 : Muscle ilio-costal
7 : Muscle carré des lombes
8 : Muscle psoas

Figure I-10: Système musculaire du rachis On observe, de gauche à droite : le plan postérieur profond, les plans moyen et superficiel et le plan latéral [10]

I.5. Cinématique du rachis

L'amplitude de mouvement du rachis varie selon la zone considérée (cervicale, thoracique, lombaire). En effet, elle est due aux différences anatomiques des vertèbres et des disques intervertébraux. De plus, elle dépend également de l'âge, du sexe, de la musculature et de l'élasticité des tissus du sujet [1].

La somme des mouvements de ces différentes zones produit les mouvements globaux du rachis. Ces mouvements peuvent être découplés dans un plan, en mouvements simples, appelés mouvements primaires :

- La flexion-extension se fait dans le plan sagittal

- l'inclinaison latérale gauche et droite se fait dans un plan frontal
- la rotation axiale droite et gauche se fait dans le plan transversal.

Comme le montre la figure I-11, la moyenne d'amplitude pour la flexion est de 110° , de 35° pour l'extension, de 75° pour l'inclinaison latérale gauche ou droite et de 90° pour la rotation axiale gauche ou droite, chez les sujets sains [1].

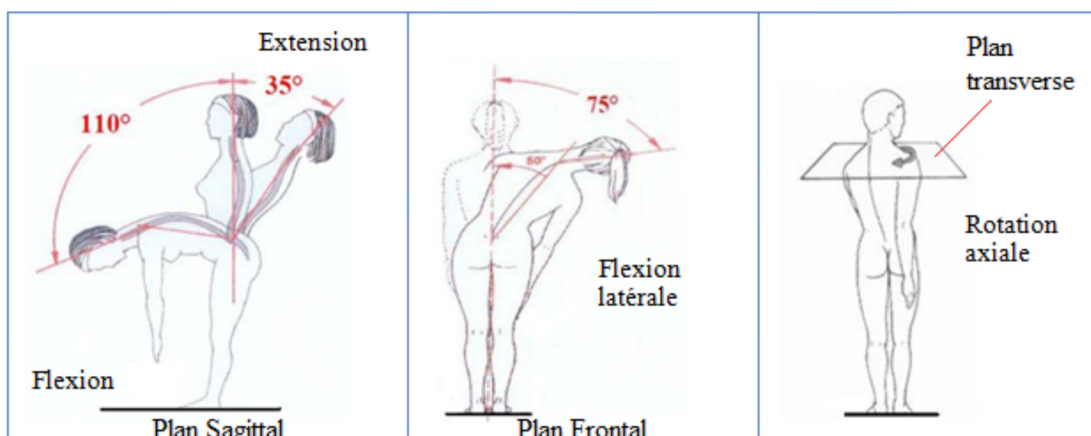


Figure I-11: Les mouvements du rachis [1]

I.5.1. Les mouvements et la mobilité de la colonne cervicale

Dans cette partie, nous allons détailler des bases concernant les mouvements et la mobilité du système tête-cou, des mécanismes de lésion identifiés pour la colonne cervicale, quelques limites de tolérance et une juxtaposition de critères de lésion.

I.5.1.1. Centre de rotation

La rotation (changement d'orientation) d'une vertèbre peut être décrite en termes de sa rotation autour d'un axe qui se trouve perpendiculaire au plan dans lequel la rotation a lieu (par exemple, le plan sagittal). Pour toute combinaison de translation et la rotation de la vertèbre, il y a un axe unique, perpendiculaire au plan de rotation (ou point sur le plan de rotation), à propos de laquelle chaque point sur la vertèbre a purement rotation, sans aucune translation en cours. C'est-à-dire, aucune translation supplémentaire n'est nécessaire suite à la rotation autour de cet axe pour amener la vertèbre à la nouvelle position définie dans l'espace. C'est le centre de rotation CDR (Figure I.12) [11]

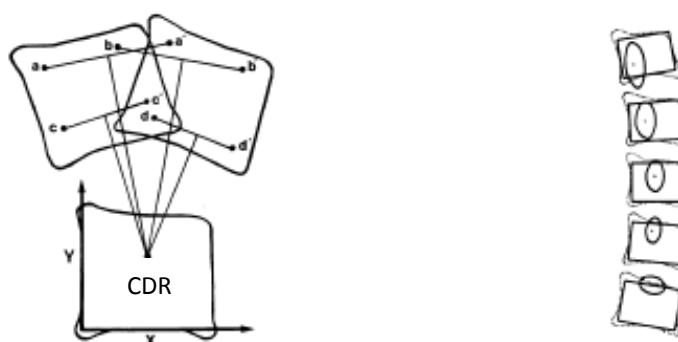


Figure I-12: le centre de rotation entre deux vertèbres [16]

Le centre de rotation en flexion-extension et en inclinaison latérale droite-gauche a été calculé en utilisant la méthode de calcul graphique. Comme le montre la figure I-13, deux points sur le corps vertébral supérieur ont été sélectionnés. Les coordonnées de ces points ont été enregistrées en pleine flexion et en pleine extension. Le système de coordonnées était attaché au corps vertébral inférieur. Les emplacements initial et final de chaque point étaient reliés à deux lignes. Les bissectrices perpendiculaires des deux lignes ont été dessinées. Le point d'intersection des bissectrices représentait le centre de rotation de flexion-extension [12].

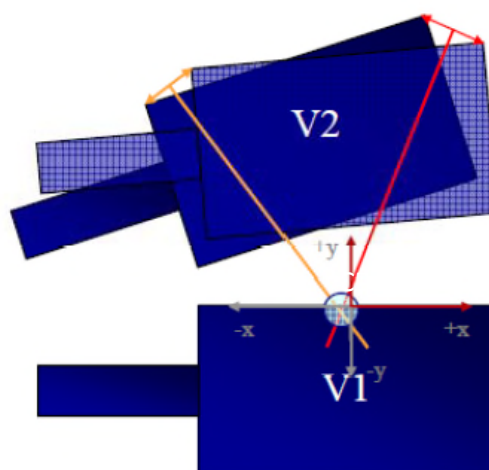


Figure I-13: Méthodologie de calcul du centre de rotation (CDR) [12]

I.5.1.2. Biomécanique du rachis cervical in vitro

La biomécanique du rachis cervical a été étudiée in vitro sur des pièces anatomiques humaines. Cette méthode a été largement développée par les équipes de Monohar Panjabi aux Etats-Unis [13] et de François Lavaste en France [14], d'abord au niveau du rachis lombaire puis au niveau du rachis cervical. Les premières études en force / déplacement se limitaient à l'application de couples de forces (moments) afin de recueillir les déplacements. Dans les

différentes études, la base du segment rachidien cadavérique est fixée sur un socle et la partie supérieure est soumise à un couple de forces (Figure I-14). Le déplacement des solides (vertèbres) dans l'espace est mesuré soit par des systèmes de contact, soit plus récemment en utilisant des marqueurs tripodes placés sur les vertèbres et suivis par des systèmes ultrasonores ou optoélectroniques (figure I-14). Ces dispositifs permettent d'enregistrer les coordonnées 3D des objets identifiés et d'effectuer le calcul cinématique. L'amplitude du déplacement en fonction des charges appliquées est alors obtenue. Selon la technologie, les étapes sont manuelles ou automatisées. Afin de rendre les conditions expérimentales plus proches de la réalité du bilan des forces au sein du rachis cervical chez le vivant, une précharge en compression a été introduite pour simuler l'action combinée du poids de la tête et du tonus musculaire. Etant donné la courbure du rachis cervical en lordose, le dispositif appelé « load follower » permet de garder la précharge perpendiculaire au plateau vertébral à chaque niveau. D'autres études ensuite ont augmenté la complexité des conditions expérimentales pour reproduire l'action des nombreux muscles cervicaux individuellement. La méthode du load follower reste cependant très utilisée car elle constitue un compromis entre excès de complexité du dispositif expérimental et défaut d'approximation des conditions réelles [13].

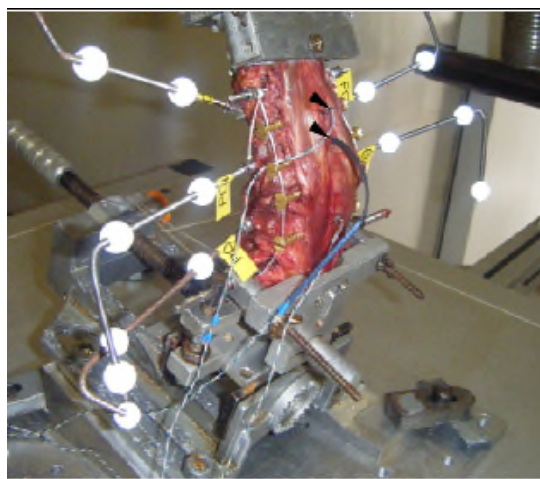
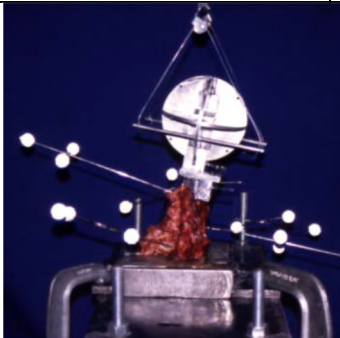
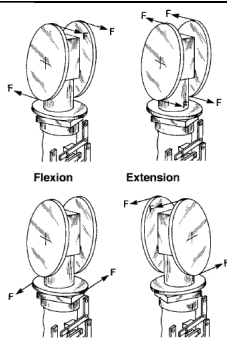
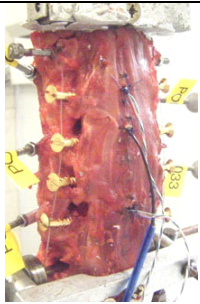


Figure I-14: Dispositif expérimental optoélectronique [6]

Le tableau I-1 rapporte les résultats de plusieurs études classiques in vitro du rachis cervical intact.

Tableau I-1: Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données in vitro

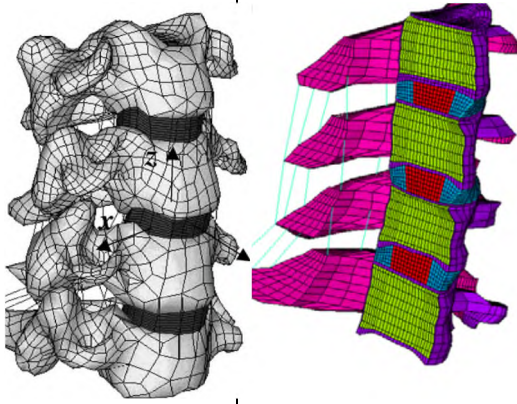
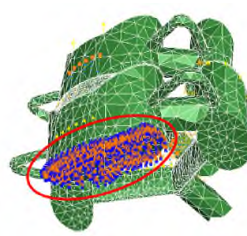
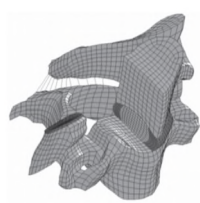
Auteur	Watier [16]	Panjabi et al [13]	Cédric Barrey et al[17]
Année	1997	2001	2012
Flexion. / ext.			
C0 – C1	28.7°	27.4°	
C1 – C2	22.3°	24.4°	
C2 – C3	7.3°	6.2°	
C3 – C4	10.6°	7.7°	12.7°
C4 – C5	13.8°	10.1°	14.8
C5 – C6	13.4°	9.9°	12.5°
C6 – C7	10.8°	7.1°	12.5°
C7 – T1	6.4°		
Inclinaison latérale			
C0 – C1	8.7°	9.1°	
C1 – C2	9.3°	6.5°	
C2 – C3	8.7°	9.6°	
C3 – C4	6.7°	9.0°	11°
C4 – C5	10.5°	9.3°	10.8°
C5 – C6	11.2°	6.5°	9.7°
C6 – C7	8.6°	5.4°	8.2°
C7 – T1	5.7°		
Rotation Axiale			
C0 – C1	11.0°	9.9°	
C1 – C2	71.0°	56.7°	
C2 – C3	9.5°	3.3°	
C3 – C4	10.8°	5.1°	17°
C4 – C5	12.3°	6.8°	13°
C5 – C6	9.0°	5.0°	7.2°
C6 – C7	5.6°	2.9°	7°
C7 – T1	5.7°		
			

I.5.1.3. Biomécaniques du rachis cervical par modélisation

La modélisation en éléments finis est une représentation mathématique qui permet de quantifier d'établir les relations entre effort exercés et déplacements, contrainte et déformation. Les éléments volumiques reproduisent la géométrie des structures anatomiques.

Leurs caractéristiques mécaniques modélisent celles du tissu qui les constitue (os cortical, os spongieux, cartilage, ligaments). Les ligaments par exemple sont modélisés par des câbles aux propriétés extraites d'essais de traction *in vitro*. Plusieurs modèles cervicaux ont été rapportés dans la littérature (tableau I-2)

Tableau I-2. Les résultats de plusieurs auteurs par modélisation


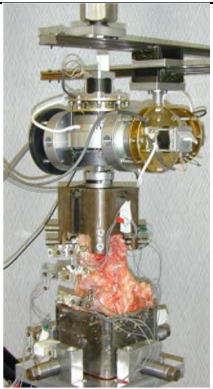
Auteurs	Sung Kyu Ha [18]	Fabio Galbusera et al [19]	M. Haghpanahi [20]	Jason B [21]
Année	2006	2008	2012	2012
Méthode	ANSYS	ANSYS	ABAQUS	
Référence	Medical Engineering & Physics	Medical Engineering & Physics	Scientia Iranica	Journal of Biomechanics
Illustration				

I.5.2. Les mouvements et la mobilité du rachis lombaire

I.5.2.1. Biomécanique du rachis lombaire *in vitro*

La biomécanique du rachis lombaire a été étudiée *in vitro* sur des spécimens cadavériques, les tests ont été effectués selon un protocole de test hybride utilisant un simulateur de colonne vertébrale sans contrainte en rotation axiale (RA), en flexion et extension (FE) et en inclinaison latérale (IL).

Tableau 3. Valeurs de mobilités moyennes articulaires en degrés selon données *in vitro*

Auteur	Yann Philippe CHARLES [22]	Anton E. Dmitriev et al [23]	Bryan W et al [24]
Année	2012	2008	2004
Flexion-extension			
L1-L2	10°		
L2-L3	11°	8.1°	
L3-L4	11°	7.2°	
L4-L5	14°	10.2°	7°
L5-S1	18°	12.45°	
Inclinaison-latéral			
L1-L2	10°		
L2-L3	14°	9.07°	
L3-L4	11°	9.6°	
L4-L5	11°	9.8°	14°
L5-S1	11°	7.57°	
Rotation-axial			
L1-L2	4°		
L2-L3	5°	3.09°	
L3-L4	5°	3.8°	
L4-L5	4°	5°	2.5°
L5-S1	3°	4.09°	
			

1.5.2.2. biomécaniques du rachis lombaire par modélisation

Dans le domaine de la biomécanique du rachis en générale, qui reste viège, c'est dans ce sens qu'il y a peu d'études en éléments finies sur la colonne lombaire selon Jonathan N et al [25] ; dans leurs études, ils ont fixé totalement la vertèbre S1 et ils ont appliqué une force axiale de 400 N combinée avec un moment de 10,6 Nm.

Le tableau I-4 présente les résultats de mobilité en flexion et en extension.

Tableau I-4. Les résultats de Jonathan N et al [23] par modélisation

	L3-L4	L4-L5	L5-L6
Flexion	4.92°	4.82°	6.16°
Extension	3.25°	3.16°	3.08°

I.5.2.3. Les mobilités segmentaires

a) Flexion – Extension

- La Flexion fait intervenir:

- Un pincement discal en avant.
- Un bâillement discal en arrière.

- Guidé par les apophyses articulaires mais pas limitée par les surfaces articulaires limitée par leurs capsules, les ligaments commun postérieur, susépineux et interépineux variable selon l'âge (Figure I-15).

- L'extension Fait Intervenir:

- Un pincement discal en arrière.
- Un bâillement discal en avant (20-25% en +).
- Guidé par les apophyses articulaires.

- Limitée par ligament commun antérieur et par le contact des apophyses épineuses [26].

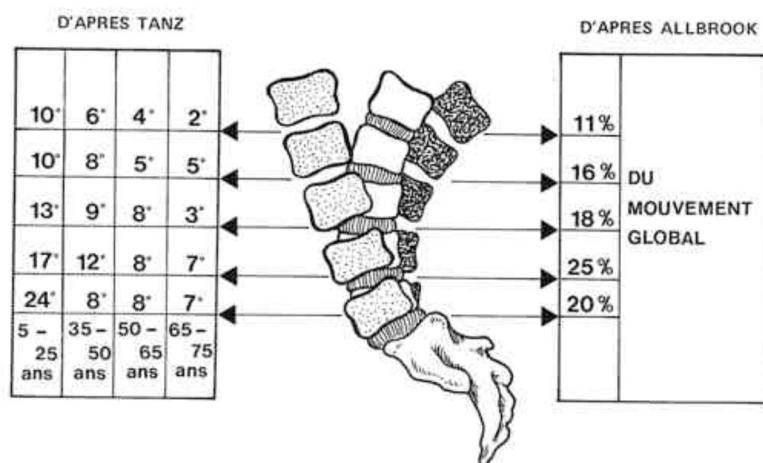


Figure I-15: Valeurs de mobilités en flexion/extension avec l'âge [26].

b) Inclinaison Latérale Fait Intervenir

- Un pincement discal du côté de l'inclinaison.
- Un bâillement discal de l'autre côté.
- Guidé par les apophyses articulaires qui glissent sagittalement, presque nulle dans la concavité maximale dans la convexité (Figure I-16).
- Freinage par le disque et les intertransversaires
- 12 à 15° (maxi en lombaire haut) [26].

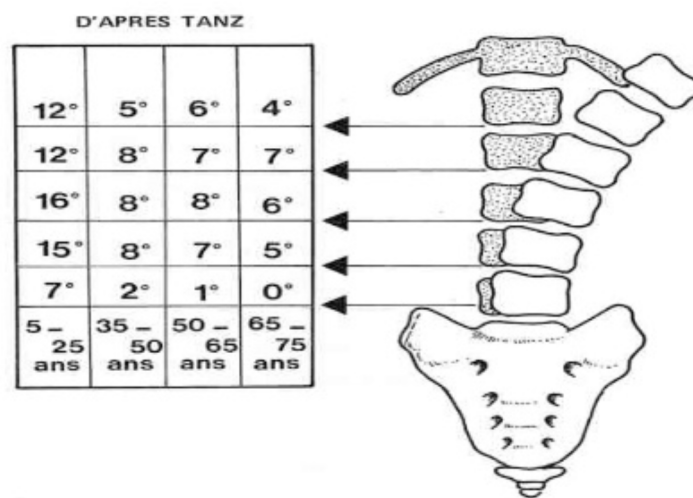


Figure I-16: Valeurs de mobilités en inclinaison latéral avec l'âge [26].

c) Rotation axiale

Le Centre rotation est postérieur (articulation sagittale) d'où contraintes en torsion et cisaillement car bras de levier dégénérescence des disques lombaires.

- Valeur globale de 102° du sacrum à T1.
- 74° de T1 à T12.
- 36° du sacrum à L1 donc faible rotation au niveau lombaire.

I.6. Efforts supportés par le rachis

I.6.1. Efforts supportés par le rachis cervical

Dans la position verticale, deux éléments, qui sont à prendre en compte, exercent des contraintes négatives. D'une part, le poids de la tête qui va majorer la courbure cervicale en la

tassant, le cou a alors tendance à se plier sur l'arrière (Figure I-17). D'autre part, la ligne gravitaire de la tête, laquelle passe en avant de l'axe de sa liaison avec le rachis, ce qui tend à une flexion de la tête et du cou vers l'avant.

Cependant, la ligne gravitaire de la tête passant juste en avant du rachis cervical, le bras de levier du poids de la tête est faible par rapport au rachis et cette force est donc facile à équilibrer par une force musculaire faible.

En revanche, le bras de levier augmentant en partie cervicale inférieure, le poids en charge augmente également ; on va alors trouver un procédé d'équilibration qui se traduira par le développement du processus épineux de C7 qui servira de levier au système musculaire, facilitant ainsi l'équilibration [27].

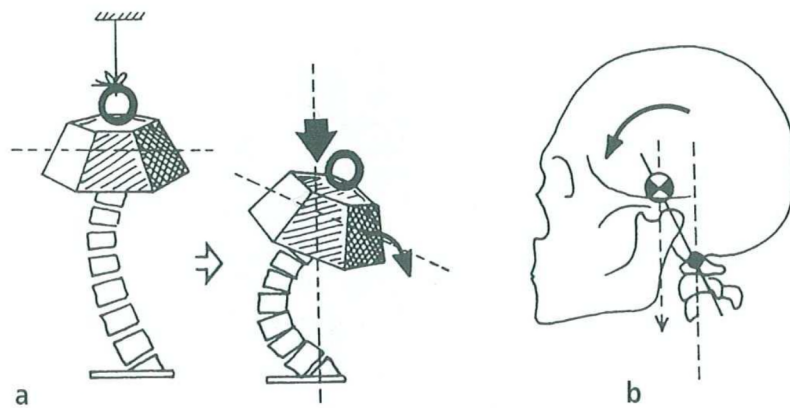


Figure I-17: La lordose physiologique tend à s'accroître avec le poids de la tête (a). La situation légèrement antérieure de la ligne gravitaire de la tête tend à provoquer la flexion du cou (b). Ces deux mécanismes se combinent et s'équilibrent. [27].

Il est possible de donner une représentation mécanique simplifiée du système tête-cou dans laquelle on considère le cou comme un segment vertical supportant dans sa partie supérieure, par l'intermédiaire d'une articulation, la tête de masse m . Le centre de gravité de cette masse m se projette en avant de l'articulation, le poids de la tête au niveau du centre de gravité est équilibré par la force développée par les muscles postérieurs du cou (Figure I-18). [28]

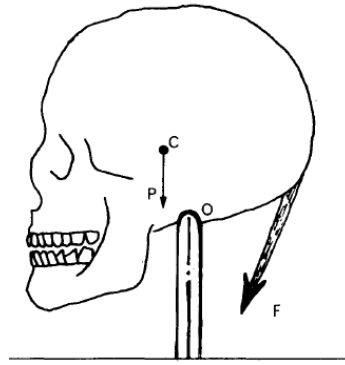


Figure I-18: Représentation mécanique simplifiée du système tête-cou

p = poids de la tête

f = force musculaire

o = centre de rotation de la tête sur l'axe vertébral [28]

I.6.2. Efforts supportés par le rachis lombaire

Parmi les efforts supportés par les disques intervertébraux lors de mouvements physiologiques (décrits précédemment), la combinaison de forces de traction et de cisaillement semble plus nocive pour le disque que l'excès de forces de compression. En général, la charge compressive résulte du poids du corps, du transport éventuel de charges et des forces musculaires opposées et elle est transmise au niveau du segment fonctionnel d'une plaque cartilagineuse vertébrale à l'autre par l'intermédiaire de l'annulus et du nucleus. Le nucleus, déformable mais incompressible, transforme les forces axiales en forces radiales (Figure I-19) : la forte pression dans le nucleus refoule l'annulus et les plaques cartilagineuses intervertébrales. L'annulus se déforme, mais il reprend ensuite sa forme initiale grâce à ses propriétés élastiques, liées notamment à l'obliquité inversée des fibres des lamelles successives. Quand le disque est dégénéré (Figure I-19), la charge est transmise directement par l'annulus car la pression est insuffisante dans le nucleus, donc les pressions exercées sur les plaques cartilagineuses vertébrales sont distribuées en périphérie [10].

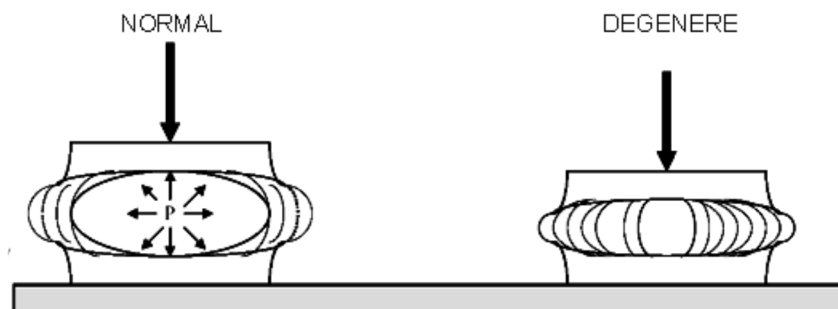


Figure I-19: Transmission des charges au niveau du disque (selon Panjabi) [13]

Les contraintes subies par les disques intervertébraux varient avec la posture, comme montré par les mesures de la pression intradiscale (Figure I-20) qui ont mis en évidence une augmentation en position assise versus debout (équivalente à une charge de 100-175 kg selon sujet) et par mise en tension de la cavité abdominale, en opposition avec la contention lombaire (ou elle diminue de 25%).

En statique, à chaque étage vertébral existe un équilibre entre :

- le poids du segment corporel sus-jacent,
- la tension des muscles spinaux et des ligaments postérieurs, en arrière,
- la tension des muscles abdominaux, du ligament vertébral commun antérieur, et la force correspondant à la pression régnant dans la cavité thoraco-abdominale, en avant.
- la réaction du segment rachidien sous-jacent.

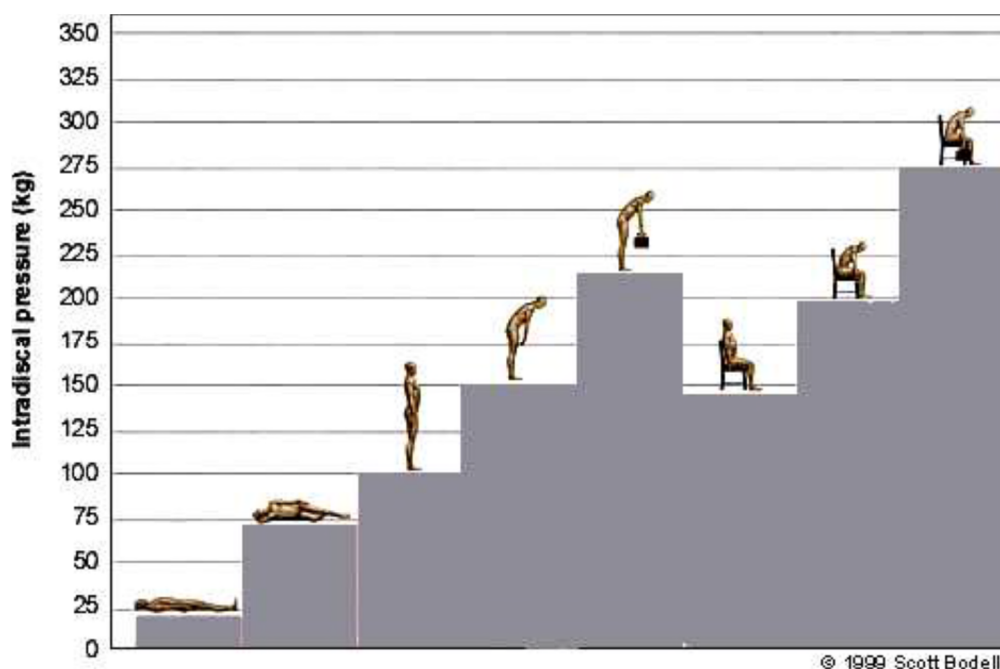


Figure I-20: Variations de la pression intradiscale avec la posture (Nachemson 1981) [29]

Les études de Schultz et al [30] ont montré que la résultante de ces forces a une composante de compression et deux composantes de cisaillement (antérieur ou postérieur et latéral), qui s'appliquent au centre du plateau vertébral supérieur. Une étude ultérieure de Lavaste et al [14] montre une prépondérance des composantes de compression sur les composantes de cisaillement, le rapport moyen étant de 10, sauf en position verticale où ce rapport est égal à 2 notamment pour L5/S1. Certains auteurs attribuent ce résultat à la forte

inclinaison du plateau sacré, induisant une répartition équilibrée de la charge verticale entre compression et cisaillement.

Les charges globales supportées par le rachis lombaire, ont été représentées dans la figure I-21 : le poids de la partie supérieure du tronc P exerce un moment fléchissant lors de la flexion vers l'avant (grand bras de levier), équilibré par les muscles spinaux (bras de levier 7 à 8 fois plus court) à travers une force S_1 qui doit être 7 à 8 fois plus grande que le poids P_1 . De cette façon, la force s'exerçant sur le disque lombo-sacré est égale à la somme de P_1 et S_1 et augmente avec le degré de flexion du sujet (bras de levier) et avec le port de charges [10].

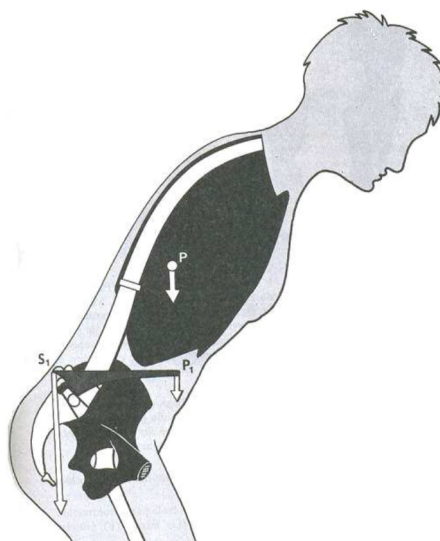


Figure I-21: Modélisation des efforts supportés par le rachis lombaire [10]

La colonne vertébrale peut subir différentes charges physiologiques ou traumatiques. Au cours des activités quotidiennes courantes, une combinaison de charges de compression dues à la gravité ou à des objets soulevés, et des moments de flexion ou de torsion dans différentes directions sont appliqués à la colonne vertébrale (figure I-22). Ces charges peuvent être à court terme (par exemple des activités normales), à long terme (par exemple assis ou debout pendant longtemps), des charges cycliques (par exemple marcher), ou des charges dynamiques (par exemple sauter).

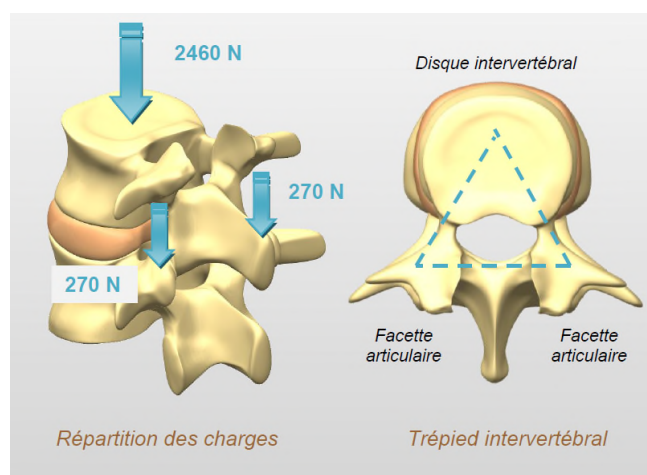


Figure I-22: les charges appliqués sur la colonne vertébrale.

Pendant les activités journalières et professionnelles (flexion et torsion fréquentes, levée de charges, travail répétitif et exposition aux vibrations), qui conduit à des concentrations des contraintes au niveau des disques intervertébraux, ces contraintes provoquent (entraînent) l'usure progressive du disque intervertébral, ce qui engendre une maladie appelée : discopathie dégénérative (hernie discale) (figure I-23). Celle-ci est à l'origine du mal de dos dans 85% des lombalgies chroniques d'origine mécanique [31].

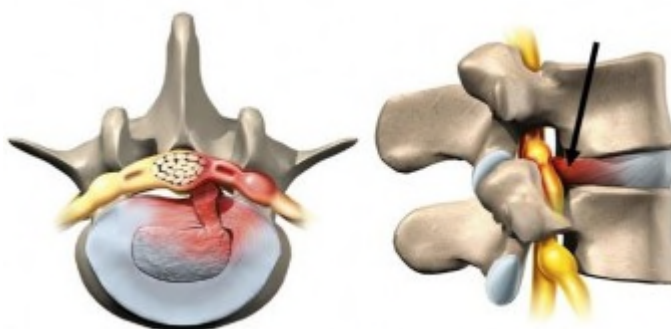
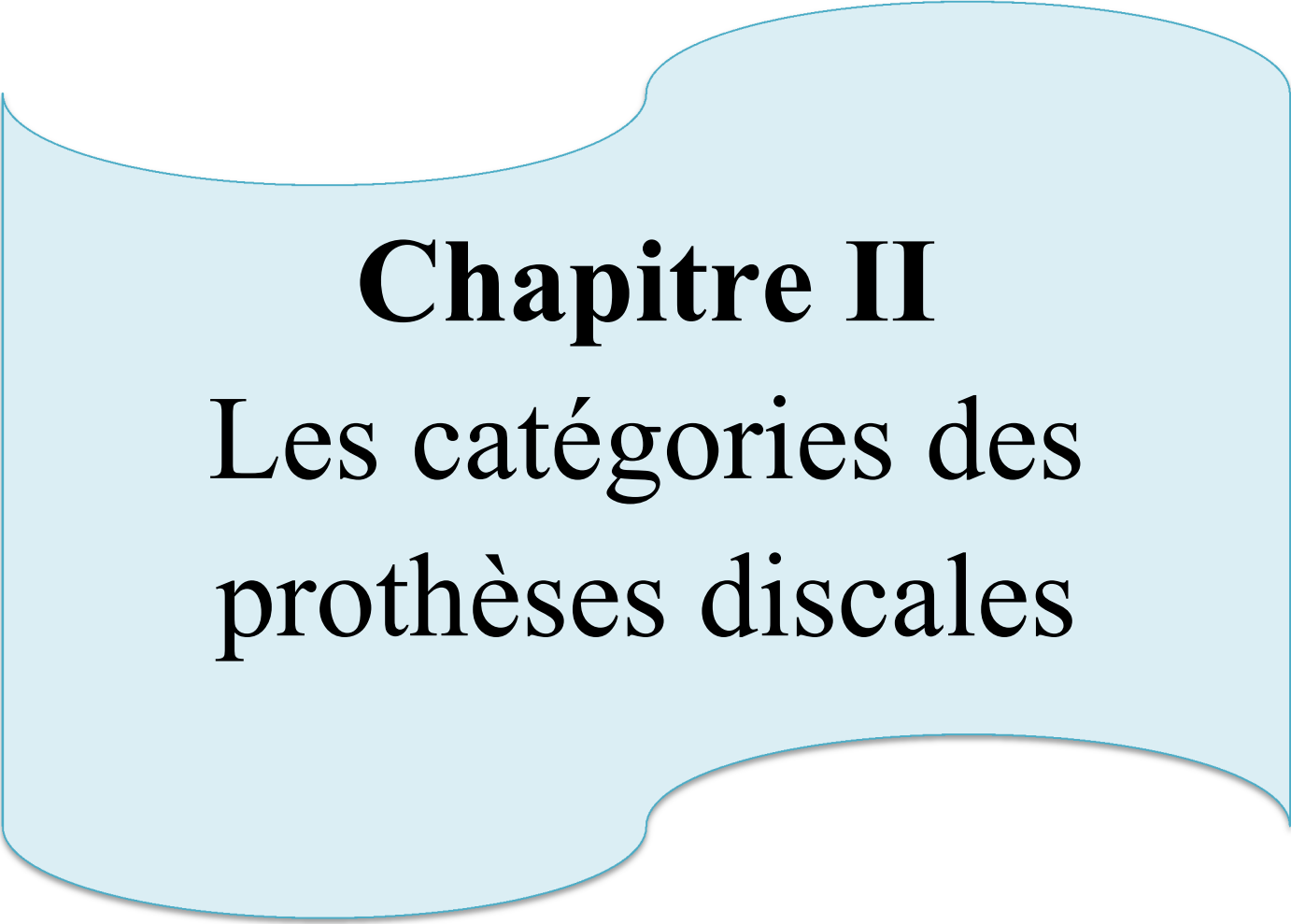


Figure I-23: Hernie discale lombaire [4]

I.7. Conclusion

La colonne vertébrale ou rachis a pour fonctions essentielles d'assurer la stabilité et la mobilité du tronc et protéger la moelle épinière, Les mouvements du rachis sont possibles grâce à l'existence d'un système articulaire complexe. Ce système contient un élément principal qui assure les mouvements entre les vertèbres. C'est le disque intervertébral qui a 6 degrés de libertés (ddl) : trois en rotations et trois en translations. Au cours des activités journalières qui entraînent des concentrations des contraintes au niveau des disques intervertébraux. Ces contraintes provoquent l'usure progressive du disque intervertébral ce qui engendre une maladie appelée : discopathie dégénérative (Hernie discale). 85% des

lombalgies chroniques d'origine mécanique. Afin de remédier à ce problème, une opération chirurgicale est souvent nécessaire. Celle-ci consiste à remplacer le disque intervertébral dégénéré par une prothèse discale en maintenant la mobilité. La prothèse doit restituer une hauteur discale normale et la maintenir dans le temps.

A light blue decorative shape with a wavy, irregular border, resembling a stylized banner or a piece of paper with torn edges. It is centered on the page and contains the chapter title.

Chapitre II

Les catégories des prothèses discales

Chapitre II :

Les catégories des prothèses discales

II.1. Introduction

L'usure progressive du disque intervertébral (hernie discale), qui est une maladie qui touche pratiquement une grande catégorie de gens. Afin de remédier à ce problème, la chirurgie est souvent nécessaire.

Dans les anciennes études, ils ont utilisé le système de cage et plaque Antelys qui bloque la mobilité, actuellement, ils pratiquent la prothèse discale qui maintient la mobilité, figure II-1

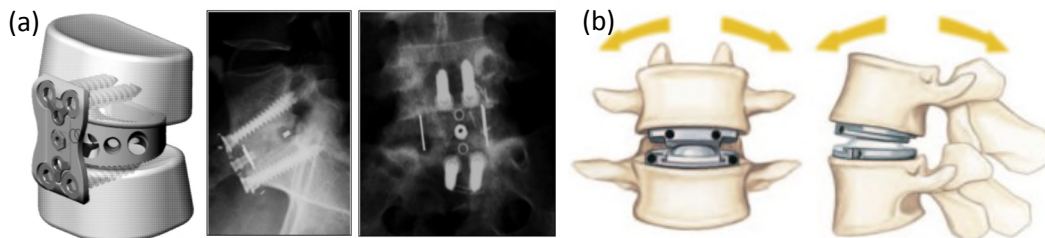


Figure II-1: la différence entre les deux systèmes, (a) le système de cage et plaque Antelys, (b) le système de prothèse discale

Le remplacement du disque intervertébral dégénéré par une prothèse discale est une nouvelle technologie indiquée pour la reconstruction après discectomie antérieure.

Les prothèses discales sont conçues pour préserver le mouvement articulaire entre les vertèbres, pour éviter les inconvénients de fusion inter somatique, pour atteindre une récupération rapide, et pour aider les sujets de retourner à leur vie quotidienne et travailler dès que possible. Les objectifs de la chirurgie de prothèse étaient de maintenir la hauteur du disque, pour éliminer tous les pathologiques conditions de compression du nerf [32].

Il existe une variété de prothèses avec des composants différents, ainsi que des modèles cinématiques sont actuellement disponibles pour une utilisation clinique [32].

La (figure II-2) présente quatre modèles de prothèse discales lombaires, et cinq modèles de prothèses discales cervicales.

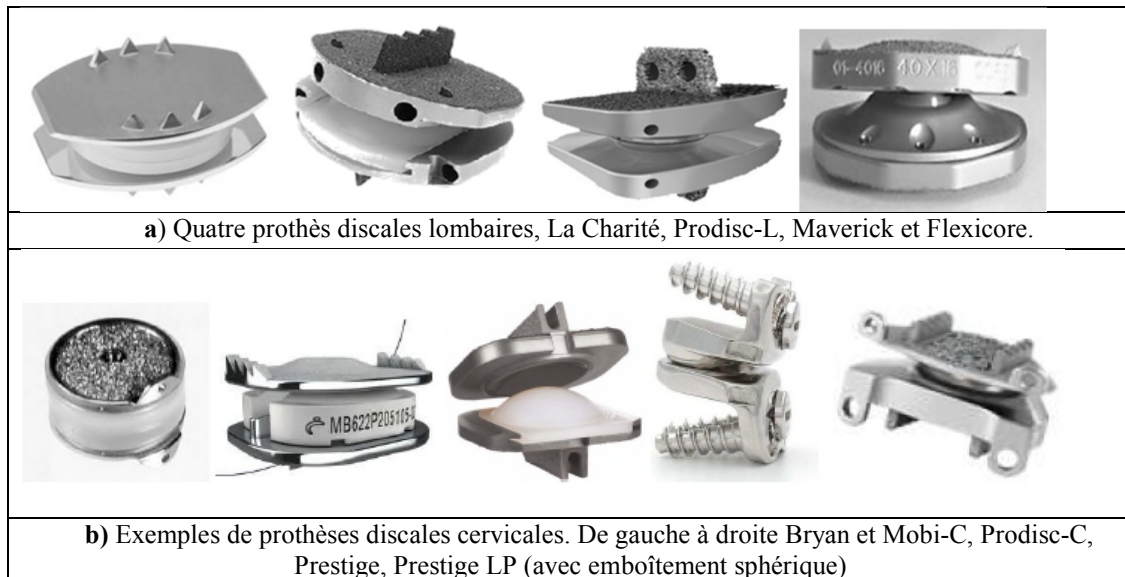


Figure II-2: les différents modèles de prothèses, (a) lombaires et, (b) cervicale [34]

Toutes ces prothèses sont en contact avec les tissus biologiques et font des mouvements entre leurs composants. Il est donc nécessaire d'utiliser des matériaux ayant des caractéristiques biomécaniques telles que l'ostéointégration osseuse, une bonne résistance au frottement, une excellente résistance à la corrosion et une biocompatibilité.

Parmi les matériaux les plus couramment utilisés, on cite l'alliage de cobalt (CoCrMo), l'alliage de titane (Ti6AL4V), l'acier inoxydable (316L), le polyéthylène (PE) et les céramiques l'Alumine (Al_2O_3) et le Zérocne [33].

En biomécanique, il existe quatre principaux couples de frottement: A-Métal/métal, B-Métal/Polyéthylène, C-Céramique/céramique, D-Céramique/ Polyéthylène [34]. Pratiquement le couple métal/polyéthylène est le plus utilisé dans les prothèses notamment de la hanche [35,36].

II.2. Description globale de la prothèse discale

La prothèse discale est constituée au minimum par deux composants, le schéma global ressemble à la superposition de deux plateaux métalliques unis par un noyau (Figure II-3).

Le noyau peut être mobile mono sphérique ou bi sphérique hors que le centre de rotation de la prothèse n'est pas fixe autorisant des mouvements de translation antéropostérieure et transverse en plus de la rotation dans les trois plans de l'espace soit cinq degré de liberté.

Ce type de prothèse est qualifié de semi contrainte.

Le noyau peut être fixe et le centre de rotation est immobile, correspondant au centre du noyau. Les mouvements de translations pures sont impossibles. Il existe cependant un semblant de translation dépendant du rayon de courbure du noyau.

Plus ce rayon augmente et plus la translation augmente au détriment de la rotation.

Ce type de prothèse autorise 3 degrés de liberté (ddl) en rotation. Elle est donc qualifiée de contrainte [37].



Figure II-3: Schéma global de la prothèse discale [37].

Selon William R et al (2006) [38] il existe deux catégories de prothèses discales, la première est **contrainte**, qui a un centre de rotation fixe (CDR) et un noyau fixe, et la seconde **non contrainte** qui a un (CDR) mobile, et un noyau mobile.

D'un point de vue cinématique, les prothèses discales sont classées selon leurs degrés de liberté. Il existe trois catégories de prothèses discales, contraintes, semi-contraints, et non contraintes, d'après plusieurs travaux de recherche des auteurs tels que F. LAVASTE (2007) [39], Jean Christophe CURSOLLE (2007) [37], Cédric BARREY (2010) [40], et J.-M. Vital (2014) [34].

-La première catégorie: conceptions de prothèses contraintes, nécessite une excellente stabilité et donc un ancrage parfait, comme Prodisc-C, Prodisc-L, Maverick, Discocerv TM, et PCM Cervitech qui ne permet que trois degrés de liberté (ddl), trois rotations sur les trois axes X, Y, Z en supposant que les surfaces de contact restent congrues au cours du mouvement. Ces modèles sont caractérisés par un joint sphérique et correspondent à des conceptions à rotule (ball and socket).

-La deuxième catégorie : Les modèles semi-contraints sont stables, puisque la translation s'exerce dans le noyau, ce de qui permet 4 ou 5 degrés de liberté, 3 en rotations et un ou deux

degrés de mobilité en translation supplémentaire antéropostérieure et/ou latérale, comme la Prestige LP avec 4 (ddl) , Mobi-C avec 5 (ddl), SB-Charité avec 5 ddl.

- La troisième catégorie : les conceptions de prothèses non contraintes n'exigent pas un centrage parfait, elles permettent des mouvements rotationnels et translationnels sur les trois axes 6 (ddl), approchant la cinématique du disque intervertébral biologique comme les prothèses Bryan, et M6-C [34, 37, 39, 40, 41].

Dans la partie suivante nous allons présenter les trois grandes familles (catégories) de prothèses discales (cervicales et lombaires) contraintes, semi contrainte, et non contraintes.

II.3. Prothèses contrainte

II.3.1. La prothèse Maverick

Une conception de « ball & socket » a été choisit pour le modèle Maverick qui contient deux plateaux métalliques en alliage de cobalt chrome. Le plateau supérieur a une surface d'articulation concave tandis que le plateau inférieur a une surface d'articulation convexe [42]. Sur chaque plateau il y a une quille pour stabiliser la prothèse.



Figure II-4: La prothèse discale lombaire Maverick. [43]

La taille de la quille a été modifiée pour diminuer le risque de fractures vertébrales, notamment lors de la pose sur plusieurs niveaux.

Concernant sa modularité, elle est commercialisée sous (03) tailles :

S: 25/32 mm, **M:** 27/35 mm et **L:** 30/39 mm.

Il est possible pour chaque taille de choisir la hauteur totale du disque calculée au niveau postérieure (10, 12, et 14 mm) ainsi que les lordoses (6°, 9°, et 12°).

Ils ont également suggéré des équivalents d'amplitude de mouvement de 10° à 24° en flexion et en extension, de 3° à 12° pour l'inclinaison latérale du rachis lombaire et de 1° à 3° en rotation axial [37,43, 44]

Tableau II-1 : Principales caractéristiques de Maverick [37]

Type d'implant	mécanique
Concept	roteul (ball and socket) à un noyau hémisphérique
Nombre de composant	deux
Alliage plateau	CrCoMo
Noyau	CrCoMo
Centre de rotation	fixe, en arrière du plateau inférieur
Biomécanique	3 ddl, prothèse contrainte
Couple de frottement	métal-métal
Stabilité primaire	1 quille sur chaque plateau
Stabilité secondaire	surface rugueuse de CrCoMo et revêtement d'hydroxyapatite

En ce qui concerne le problème d'usure, Steven M et al (2012) [36] ont récupérés 7 prothèses Maverick implanté au niveau L4/L5 à L5/S1 après 0,6-3,1 années d'implantation (moyenne: 1,3 ans). Tous les composants récupérés sont apparus poli mais avec présence d'une étendue de rayures variable sur les surfaces articulaires et les dômes (FigureII-5). Le mécanisme d'usure primaire était la microabrasion.



Figure II-5: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Maverick récupéré par (1,5 an vivo) montrant des rayures et une zone d'impact [36].

II.3.2. La prothèse Prodisc-L

Le modèle Prodisc-L comprend un plateau métallique supérieure avec une surface d'articulation concave contre un noyau convexe en polyéthylène type UHMWPE, avec une base positionnée contre le plateau d'extrémité métallique inférieure (figure II-6)

Concernant sa modularité, il existe deux tailles de plateaux (27/34,5mm et 30/39mm), deux lordoses différentes pour le plateau supérieur (6° et 11°) (Figure II-6).

Le plateau inférieur est plat. Trois hauteurs en polyéthylène (PE) sont disponibles (10, 12 et 14 mm). Ainsi qu'un nouvel angle de lordose pour le plateau supérieur (3°). La hauteur du PE représente en fait la hauteur postérieure totale de l'implant en situation (Figure II-6).

Cette modularité autorise en théorie plus d'une cinquantaine de combinaisons [37].

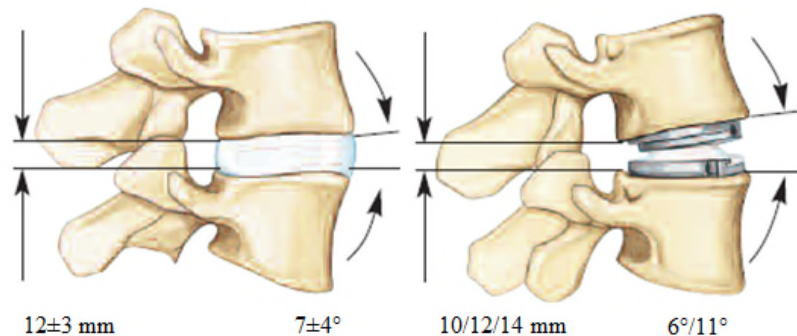
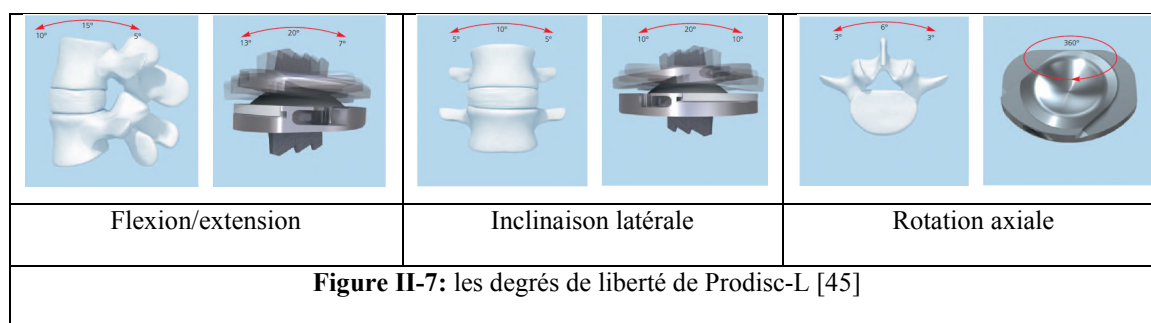


Figure II-6: la prothèse Prodisc-L en lordose [37]

II.3.2.1. Cinématique de prodisc-L

La cinématique de la prothèse Prodisc-L correspond au profil de mouvement physiologique dans les articulations discales.

Le centre de rotation est situé juste en dessous du plateau supérieur du corps vertébral caudal affecté. L'emplacement du centre de rotation et le rayon de flexion correspondent au guidage articulaire naturel dans les articulations intervertébrales. Cela permet de restaurer une plage de mouvements physiologique en termes de flexion/extension et d'inclinaison latérale (Figure II-7). La rotation axiale n'est pas limitée que par les structures anatomiques, et non par la prothèse. Étant donné le principe de l'articulation à rotule (ball and socket), de purs mouvements de translation ne sont pas possibles au niveau de l'implant[45].

**Tableau II-2:** Principales caractéristiques de la Prodisc-L [37]

Type d'implant	mécanique
Concept	roteul (ball and socket), noyau hémisphérique fixé au plateau inférieur
Nombre de composant	trois
Alliage plateau	CoCrMo
Noyau	polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE
Centre de rotation	fixe et centré
Biomécanique	3 ddl, prothèse contrainte
Couple de frottement	métal-PE
Stabilité primaire	1 quille centrale et 2 chevilles latérales sur chaque plateau
Stabilité secondaire	revêtement poreux de titane obtenu par pulvérisation plasma

II.3.3. La prothèse Prodisc-C

La prothèse cervicale ProDisc-C (figure 8), a été développée à partir de la conception de prothèse discale lombaire ProDisc-L. ProDisc-C se compose de 2 plateaux métallique d'extrémité en alliage de cobalt-chrome (CoCrMo) avec fentes quilles pour assurer une fixation osseuse initiale et un plasma de titane support de pulvérisation pour la croissance osseuse.



Figure II-8: la prothèse discale cervicale Prodisc-C [46]

Les surfaces articulaires (ball and socket), qui contient un insert (noyau) convexe en polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE fixé au plateau d'extrémité inférieure et s'articule à la surface concave intégrale au plateau d'extrémité supérieure (figure II-8). Cette conception permet une rotation sur les 3 axes, avec contrainte de translation.

Le centre de rotation fixe est inférieur à espace disque. Ce dispositif contraint limite la contrainte de cisaillement les articulations facettaires, empêchant théoriquement la dégénérescence accélérée des facettes [46]. Cette prothèse assure une restauration physiologique cinématique des segments cervicaux vertébraux procurant +/-10° de flexion/extension, +/-10° d'inclinaison latéral et aucune limite pour la rotation axial [47].

Tableau 3: Principales caractéristiques de la Prodisc-C

Type d'implant	mécanique
Concept	roteul (ball and socket), noyau hémisphérique fixé au plateau inférieur
Nombre de composant	trois
Alliage plateau	CoCrMo
Noyau	Polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE
Centre de rotation	Fixe, auto centrant
Biomécanique	3 ddl, prothèse contrainte
Couple de frottement	métal-PE
Stabilité primaire	1 quille centrale
Stabilité secondaire	revêtement poreux de titane obtenu par pulvérisation plasma

II.4. Prothèses Semi-Contraints

II.4.1. la prothèse SB-Charité

Le modèle SB-Charité est constituée de deux plateaux en alliage de cobalt chrome et un noyau mobile en polyéthylène à ultra-haute masse moléculaire type UHMWPE [48, 49, 50]. Les trois composants de la prothèse sans contrainte de glissement ont été conçus afin de permettre la réplique de la cinématique normale des segments lombaires sous charges physiologiques [49]. D'un point de vue biomécanique, la prothèse SB Charité possède une mobilité in vitro équivalente en flexion/extension et en inclinaison latérale à celle du disque sain. Seule la rotation axiale présente une augmentation significative [51, 52]. Elle est commercialisée sous 4 tailles de plateau et 4 angulations différentes par plateau (0°, 5°, 7.5°, et 10°) ainsi que 5 hauteurs différentes de PE [37, 40, 50] (voir figure 9).



Figure II-9: la prothèse discale lombaire SB-Charité [37]

Tableau II-4: Principales caractéristiques de la SB Charité [37]

Type d'implant	mécanique
Concept	roteur à un noyau mobile bi sphérique
Nombre de composant	trois
Alliage plateau	CoCrMo
Noyau	polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE
Centre de rotation	mobile, auto centrant
Biomécanique	5 ddl, prothèse semi contrainte
Couple de frottement	métal-PE
Stabilité primaire	6 pics sur chaque plateau de 2,5 mm de hauteur
Stabilité secondaire	3 couches successives dont une faite par pulvérisation plasma de titane, et une d'hydroxyapatite

II.4.2. la prothèse Prestige-LP

Le modèle de prothèse discale cervical Prestige LP (figure II-10) comporte deux plateaux, avec une articulation en forme de bille et d'auge. Elle est conçue (ball and trough) pour maintenir le mouvement physiologique de la colonne vertébrale cervicale comprend de deux plateaux d'extrémité en alliage de titane, un plateau d'extrémité métallique supérieure contient une rotule sphérique (dôme convexe), qui s'articule sur le semi-ovale concave de plateau métallique inférieure, deux rails à dents avec deux butées pour la sécurité de translation ont été remplacés les vis initialement utilisées sur le premier modèle de Prestige. Les particules de titane constituent un revêtement poreux pour favoriser l'ostéointégration.

Cette conception permet un mouvement de flexion-extension, une inclinaison latérale, et une rotation axiale. La rotule est légèrement plus petite que l'élément creux, ce qui permet une translation de 2 mm dans le plan transversal, avec plus de 10° de mobilité en flexion-extension et inclinaison latérale [47].



Figure II-10: la prothèse discale cervicale Prestige-LP

Tableau II-5: Principales caractéristiques de Prestige-LP

Type d'implant	mécanique
Concept	rotule et creux (ball and trough)
Nombre de composant	deux
Alliage plateau	Ti6Al4V
Biomécanique	4 ddl, prothèse semi contrainte
Couple de frottement	métal-métal
Stabilité primaire	deux rails à dents avec deux butées sur chaque plateau
Stabilité secondaire	revêtement poreux de titane obtenu par pulvérisation plasma

les études de Steven M et al (2012) [36], sur les 20 prothèses Prestige explantés de 20 patients après un temps d'implantation moyen de (2) ans (0,3- 7,0 années) présentent

généralement un légèrement décoloré sur la région d'usure elliptique de dimension variable centrée dans le centre de palier, avec le long axe orienté dans le média direction (figure II-11).



Figure II-11: Micrographie des plateaux supérieur (à gauche) et inférieur (à droite) d'une prothèse Prestige récupéré par (2,3 ans in vivo) montrant une cicatrice d'usure typique [36]

II.5. Prothèses non contraintes

II.5.1. La prothèse Brayn

La prothèse discale cervicale Bryan est composée de deux plateaux métalliques en titane en forme de coquilles articulées sur un noyau polymérique à base de polyuréthane porteur.

Le noyau est articulé avec deux surfaces (une surface supérieure et une surface inférieure) [53].

La prothèse est non contrainte dans toute la gamme normale de mouvement et permet des mouvements couplés d'angulation et de translation. La partie articulée de l'appareil est encapsulée par une gaine polymère flexible et scellée contient un lubrifiant salin et sépare l'environnement interne de l'environnement externe in vivo (Figure II-12).

Le bon contact de chaque coque (coquille) comprend un poreux revêtement de titane pour faciliter la croissance osseuse et la stabilité à long terme. Les arrêts antérieurs sur chaque coque est conçue pour empêcher la migration postérieure du dispositif et un moyen par lequel le dispositif peut être inséré et, si nécessaire, retiré. La prothèse est actuellement configurée dans cinq diamètres: 14, 15, 16, 17 et 18 mm [54].



Figure II-12: la prothèse discale cervicale Bryan [54]

Tableau II-6: Principales caractéristiques de Bryan

Type d'implant	mécanique
Concept	roteul (ball and socket)
Nombre de composant	quatre
Alliage plateau	Ti6Al4V
Noyau	polymérique a base de polyuréthane
Centre de rotation	mobile
Biomécanique	6 ddl, prothèse non contrainte
Couple de frottement	métal/polyuréthane
Stabilité primaire	arrêt sur chaque coque
Stabilité secondaire	poreux revêtement de titane

Steven M et al (2012) [36], ces auteurs ont analysé (35) prothèses de Bryan qui ont été récupérées sur (30) patients dans une moyenne de trois ans et demi et ceci dans un intervalle (de 3 mois allant jusqu'à 7 ans). La hauteur nominale perte des noyaux explantés était 0.44 ± 0.55 mm (intervalle: 0,04-2,6 mm). Ils ont observé au microscopique une usure localisée, ce qui note la présence d'une usure de forme (adhésif et abrasif) qui est plus tard confirmé par le microscope électronique à balayage (MEB) et interférométrie. La majorité des pertes de hauteur initiale est attribué au fluage, car, la plupart des récupérations telle que la finition de surface brillante initiale des noyaux était en générale bien conservé, même après (7) années in vivo. Selon les études prises en considération par les auteurs cités au paravant, sur un lot de (30) prothèses. Ils ont observé un phénomène de coincement des extrémités des deux plateaux. Une estimation de récupération de (30%) de prothèse Bryan voir figure II-13.

Les gaines ont généralement montré des signes de plissement, ou permanents déformation dans les régions où le noyau fait répété le contact. Ils ont également trouvé des preuves de dégradation in vivo de la gaine dans un sous-ensemble de ces dispositifs (4/15, 27%), et la manifestation semble être spécifique au patient plutôt qu'associée au temps d'implantation. Dans les premiers stades de biodégradation, la gaine acquiert un aspect opaque ou trouble (Figure II-14). Biodégradation du polyéther-uréthane gaine, dans les derniers

stades, conduit à des fissures de surface et, dans certains cas, des fissures de pleine épaisseur (figure II-14).

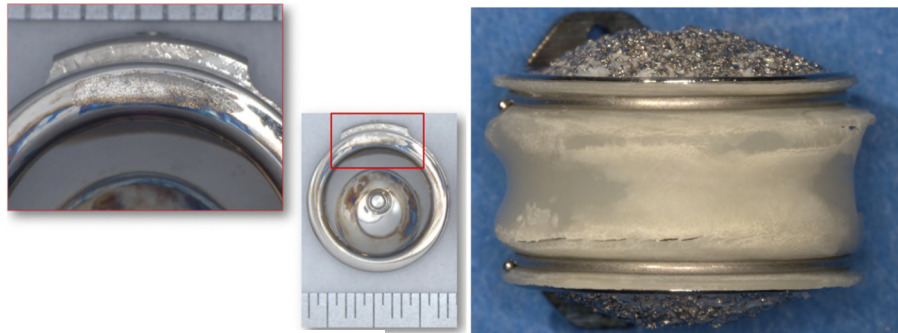


Figure II-13: Incidence d'une plaque d'extrémité dans une prothèse de Bryan récupéré (7 ans in vivo) [36]

Figure II-14: Vue postérieure de la gaine d'un implant de Bryan récupéré (1.6 ans in vivo) montrant l'aspect nuageux avec des zones de craquer [36]

II.5.2. La prothèse M6-C

La prothèse cervicale M6-C, est la prochaine génération des prothèses discales conçu pour reproduire l'anatomique, physiologique, et caractéristiques biomécaniques du disque biologique. Le noyau est composé d'un matériau polymère d'uréthane polycarbonate celui-ci est entouré d'une construction de polyéthylène tissé.

Le noyau en polymère compressible est conçu pour simuler la rigidité et la fonction du nucleus pulposus, et les fibres sont conçu pour simuler l'anulus fibrosus. L'anneau de fibre est un assemblage de haute résistance à la traction, poids ultra-moléculaire fibres de polyéthylène enroulées en plusieurs redondants couches autour du noyau de polymère, fournissant une résistance progressive au mouvement. La construction de base est attachée au plateaux d'extrémité en alliage de titane pour former la prothèse discale cervicale (Figure II-15).

Cette conception permet à l'appareil d'avoir tous les 6 degrés de libertés, y compris compression axiale avec des mouvements angulaires indépendants flexion-extension, inclinaison latérale et rotation axiale, permettant les translations indépendantes le long des 3 axes anatomiques [55].

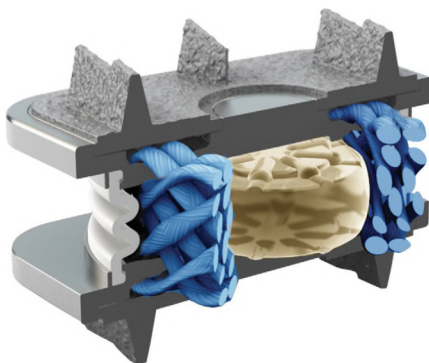


Figure II-15: la prothèse discale cervicale M6-C [55]

Tableau II-7: Principales caractéristiques de M6-C

Type d'implant	mécanique
Concept	noyau viscoélastique
Nombre de composant	cinq
Alliage plateau	Ti6Al4V
Noyau	polymère d'uréthane Polycarbonate
Centre de rotation	mobile, auto centrant
Biomécanique	6 ddl, prothèse non contrainte
Couple de frottement	métal-PE
Stabilité primaire	3 quilles
Stabilité secondaire	revêtement de titane poreux

II.6. Synthèses sur les travaux réalisés sur les prothèses discales

Il existe différentes conceptions de prothèses discales, avec différents matériaux de palier tels que le métal sur métal (MOM) et le métal sur polyéthylène (MOP) [56, 57, 58], dans cette synthèse on va présenter les travaux concernant l'évolution des prothèses discales en termes de type de prothèse (contrainte, semi contrainte, et non contrainte), surface de contact (dure/dure) et (dure/mou), frottement et usure, biomatériaux, contrainte, bioconfort, et cinématique.

Dans les travaux de William R (2006) [38], ont présenté la cinématique de la prothèse discale et la différence entre le centre de rotation fixe et mobile. Selon William et al, toutes les

prothèses discales sont capables de rotation, mais elles ne sont pas toutes capables de translation indépendamment, elles descendent au centre de rotation (fixe ou mobile) et au noyau (fixe ou mobile), les prothèses avec un noyau fixe sont des prothèses contraintes, alors que les prothèses avec un noyau mobile sont non contraintes, ce qui a montré que la prothèse contrainte n'a qu'un seul moyen d'atteindre 10° de flexion. D'autre part, la prothèse non contrainte a plusieurs façons de réaliser une flexion de 10° avec différents degrés de translation (Figure II-16).

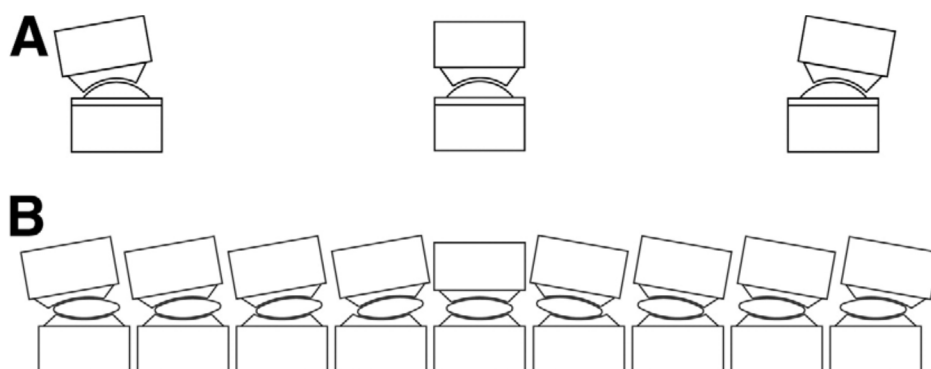


Figure II-16: (A) Une prothèse contrainte (1 ddl 2-d) montrant seulement une façon possible d'atteindre 10° de flexion et extension. (B) Une prothèse non contrainte (2 ddl 2-d) montrant qu'il existe de nombreuses façons d'atteindre 10° de flexion et extension-chacun avec différents degrés de translation [38]

Cependant, il y a un semblant de translation en fonction du rayon de courbure du noyau. La translation augmente au détriment de la rotation, la Figure II-17 qui montre ça. La prothèse contrainte (a) tournant de 10° pour adopter la position (b). Il y a une translation apparente t_1 . Ce n'est pas une translation réelle car le mouvement peut être entièrement décrit par rotation autour d'un centre de rotation (CDR) de la prothèse. Une prothèse avec un rayon plus grand (c) tourne de 10° à la position (d) avec une translation apparente de t_2 . t_2 est plus grand que t_1 . Il y a aussi plus d'apposition de facettes que dans (b). Aucune prothèse n'a un (CDR) qui correspond exactement au (CDR) anatomique normal, cependant (a) est plus proche que (c) et (a) correspond mieux au mouvement normal que (c) [38].

Aucune prothèse n'a un (CDR) qui correspond exactement au COR anatomique normal. Le centre de rotation (CDR) de la prothèse est relativement plus basse dans la vertèbre inférieure et causera plus de pseudotranslation que le segment de mouvement normal.

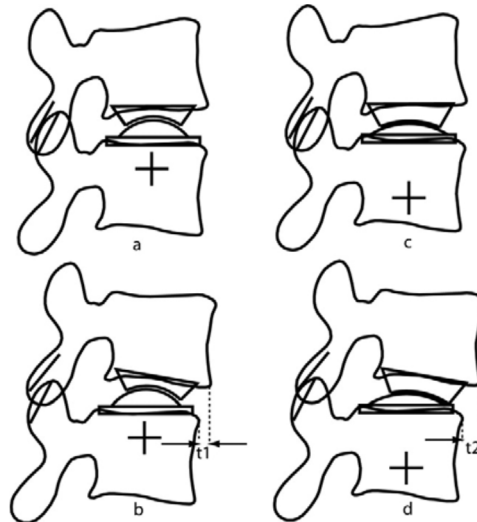


Figure II-17: l'influence de la différence de rayon sur la translation de prothèse[38]

Toutes les prothèses contraintes sont des modèles de contact Ball and Socket, qui font l'objet de nombreuses études (recherche) sur ces modèles, parmi ces études.

Parshia Moghadas et al (2012) [42] ont fait une étude expérimentale de quatre échantillons de prothèse discale (PD) avec la conception de la balle-et-douille (cavité) (ball and socket). Le contact entre les surfaces articulaires peut entraîner un couple de frottement élevé, ce qui peut entraîner un usure et un desserrage de l'implant. Cette étude a été conçue pour déterminer les effets du rayon de la balle (dôme) sur le frottement. Les modèles génériques de (PD) métal-métal ont été fabriqués avec des rayons de bille de 10, 12, 14 et 16 mm. Un simulateur (Figure II-18) a été utilisé pour tester chaque échantillon en flexion-extension, inclinaison latérale et rotation axiale à des fréquences de 0,25, 0,5, 0,75, 1, 1,25, 1,5, 1,75 et 2 Hz sous des charges de 50, 600, 1200 et sérum de veau nouveau-né.

Ils ont été observé que les implants avec un rayon de balle plus petit présentaient un frottement plus faible et montraient des régimes de lubrification aux limites et mixtes. Cette étude suggère de concevoir des (PD) métal-métal avec un rayon de balle de 10 ou 12 mm, afin de réduire l'usure et le descellement de l'implant.

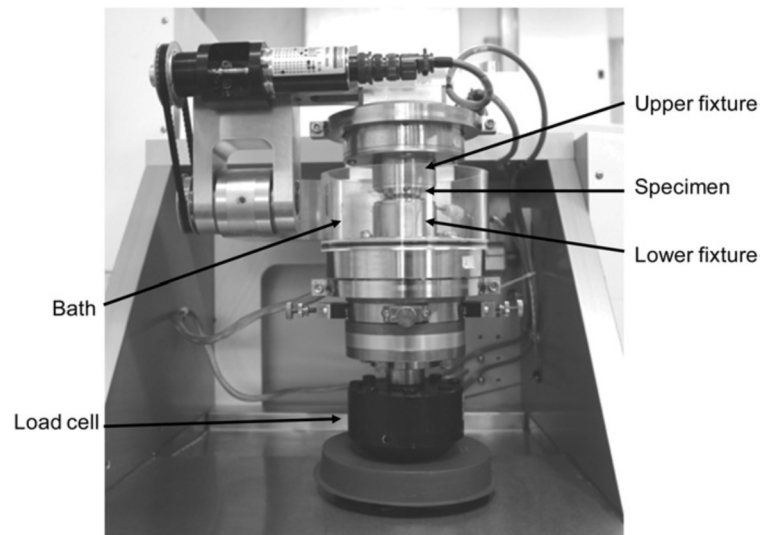


Figure II-18: le simulateur de la colonne vertébrale Bose [42]

C.U. de Jongh, A.H et al (2008) [58], Ils ont créé un modèle cinématique en utilisant le standard Life MOD basé sur des données anthropométriques, et puisque Life MOD assigne le cou comme un segment, les différents segments de vertèbres doivent être créés manuellement.

Ils ont importé des données de tomodensitométrie (TDM) d'un volontaire (volontaire de 24 ans, 1,80 m, 90 kg) dans MIMICS (logiciel de segmentation) et converties en modèles 3D STL. Où le type d'implants de disque cervical Autodesk Inventor en deux parties a été conçu comme MST pour MIMICS, puis a placé cet implant entre les deux vertèbres C5-C6, L'analysis de contact par modèle d'éléments finis (MEF) est le maillon de la chaîne de simulation qui détermine les pressions de contact et les glissements de vitesses requises.

Par le modèle d'usure. L'analyse peut utiliser les charges et les mouvements déterminés par la modélisation cinématique, ou ceux prescrits dans un protocole d'essai d'usure (ISO / DIS 18192-1 et ASTM F 2423-05).

Ils ont maillé la partie centrale par des éléments tétraédriques, ce qu'ils ont trouvé comme résultat qu'une contrainte multi-point (CMP) a été appliquée au plateau d'extrémité supérieure à partir de laquelle les mouvements pouvaient être appliqués. Pour les entrées de modèle cinématique, la (CMP) était situé là où les mouvements ont été déterminés dans Life MOD, tandis que pour les entrées de protocole d'essai d'usure standard, la (CMP) était situé au centre de rotation de l'implant dans la position neutre décrite dans le protocole d'essai.

Idéalement, le taux d'usure doit être calculé sur la surface de contact à chaque nœud de la fonction MEF à chaque incrément de temps dans les 107 cycles ddl (le nombre prescrit par le protocole ISO). En intégrant le taux d'usure, la profondeur d'usure à chaque point nodal pour toute la durée de vie des cycles peut être estimée.

La redistribution des contraintes de contact se produira parce que les contraintes de contact seront progressivement réduites dans les zones d'usure élevée à des contraintes accrues dans d'autres zones. Pour rendre compte de cet effet, l'analyse MEF sera répétée à intervalles réguliers pendant la durée de vie, chaque analyse utilisant une géométrie mise à jour avec l'usure jusqu'à ce pas de temps.

La simulation de la cinématique de l'implant est le maillon de la chaîne la plus connectée au jugement et la plus difficile à calibrer, notamment dans la «formation» des muscles.

Sanghita Bhattacharya et al (2011) [59], qui ils ont étudié la prédiction de l'usure dans la prothèse discale (PD) (Prodisc-C), en utilisant la modélisation par éléments finis, ils ont utilisé un nouveau modèle prédictif d'éléments finis pour évaluer l'usure dans l'unité fonctionnelle du rachis (UFR). Un modèle prédictif d'usure par éléments finis du prothèse discale seul (PD seul) a été développé, ces deux modèles ont été soumis à un profil de mouvement (rotation autour de trois axes) avec des précontraintes variables de 50 à 150 N à 1 Hz, un sous-programme basé sur la loi d'usure abrasive d'Archard simulée sur le noyau polymérique jusqu'à 10 millions de cycles.

Le modèle PD-UFR a prédit l'usure localisée dans certaines régions, contrairement au modèle d'usure uniformément réparti du modèle exclusivement (PD seul). De plus, l'usure volumétrique cumulative pour le modèle (PD seul) était 10 fois supérieure à celle du modèle PD-UFR.

Après facetectomie, le modèle d'usure est demeuré asymétrique, mais l'usure linéaire a été multipliée par huit, alors que l'usure volumétrique a presque triplé. Cela s'est accompagné d'une réduction du décollement observé.

Mohammad HODAEI et Kambiz FARHANG (2015) [60], Ils ont proposé un modèle de contact pour étudier l'effet de la rugosité dans la prothèse discale. L'utilisation de la séparation de force minimale dans une interaction dynamique de l'implant, conduit approximative à la prédiction des fréquences naturelles de contact et le taux d'amortissement de l'implant. Ces

caractéristiques ainsi que la perte d'énergie dans l'implant affectent la performance et la durabilité de l'implant.

Pour étudier la perte d'énergie et le stockage dans une articulation du rachis, on considère une force de contact à l'équilibre.

Si la charge augmente à partir de l'équilibre, les contacts élastiques et plastiques doivent être inclus dans le calcul de la force de contact. Si la charge diminue à partir de l'état d'équilibre, seuls les contacts élastiques contribuent, puisqu'il s'agit d'un processus de récupération de charge.

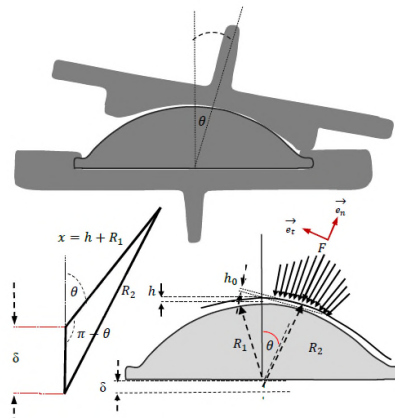


Figure II-19: Demi-sphères de prothèse discale en contact [60]

Song Wang et al (2015) [61], ils ont préparé deux pièces qui présentent la prothèse discale cervicale pour l'étude du comportement à l'usure du contact (Ball and Socket), de la bille en polyéthylène de très haut poids moléculaire (UHMWPE) et le plateau (socket) en Ti6Al4V (Figure II-20).

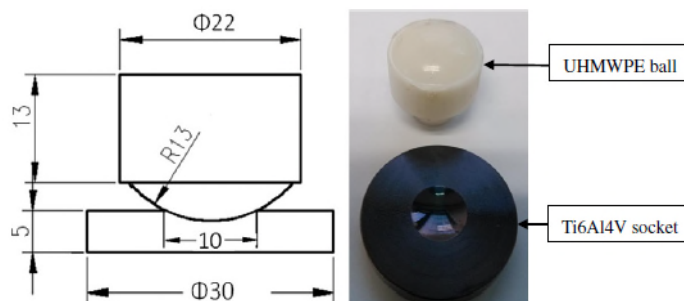


Figure II-20: Images schématiques et réelles de la configuration de contact à bille sur douille [61]

La surface concave a été revêtue d'une couche mélangée de C-DLC à environ 500 nm (implantation d'ions carbone - carbone de type diamant) pour améliorer sa dureté nanométrique de surface et sa résistance à l'usure. Le comportement d'usure par frottement en torsion du modèle à rotule a été testé à différents déplacements angulaires avec une lubrification de sérum bovin de 25% avec une force axiale de 100N pour obtenir des résultats plus réalistes avec celui in vivo.

La région centrale et la zone de bord de la rotule ont été endommagées. Les surfaces usées étaient caractérisées par des rayures d'usure et des débris d'usure. En outre, les dommages d'usure plus importants et plus de débris d'usure sont apparus sur la région centrale de la douille (cavité) à une amplitude de déplacement angulaire plus élevée. Le mécanisme d'endommagement dominant était un mélange de rayures superficielles, d'usure adhésive et d'usure abrasive pour la balle (convexe) UHMWPE, tandis que pour la douille (concave) revêtue, il y avait une usure abrasive par les particules PE et un processus de polissage et de laminage sur les grains DLC surélevés. Le comportement cinétique de frottement, le type d'usure, la zone d'endommagement et le mécanisme d'endommagement du modèle à rotule ont révélé des différences significatives avec celles d'un contact à bille tout en présentant une meilleure cohérence avec les simulations in vitro de prothèses cervicales. .

Il y avait des différences marquées dans le comportement cinétique de frottement, les types d'usure, la région d'endommagement et le mécanisme d'endommagement de la balle en UHMWPE et de la douille en alliage de titane par rapport au contact bille-à-plat. Cependant, la configuration de contact à bille a révélé une meilleure cohérence avec celle des simulations de prothèse cervicale in vitro dans une certaine mesure selon la littérature.

Song Wang et al (2017) [62]. ils ont étudié le comportement à l'usure de paires de polymères sur Ti6Al4V (TC4) ont été évalués in vitro pendant 10 millions de cycles (MC) en utilisant un simulateur d'usure. Le matériau de la balle de polymère est constitué de polyéthylène à masse moléculaire élevée (CPE) conventionnel, de UHMWPE réticulant (XPE) et de polyéther éther cétone (PEEK). Le disque cervical artificiel a été simplifié et conçu comme un modèle sphérique avec la configuration matérielle de CPE / TC4, XPE / TC4 et PEEK / TC4, respectivement.

Les résultats ont indiqué que les composants CPE et PEEK révélaient une usure sévère et des dommages de surface avec un mécanisme de défaillance du mélange de l'usure abrasive,

des rainures labourées et des fissures de fatigue. Pour les billes en polymère, la zone de bord a révélé une usure plus importante caractérisée par des rainures d'usure et des fissures de fatigue ainsi que des traces de serrage que la zone centrale caractérisée par des rayures linéaires et en arc.

Les taux d'usure moyens étaient respectivement de $0,83 \pm 0,23$ mg / MC, de $0,15 \pm 0,08$ mg / MC et de $1,28 \pm 0,32$ mg / MC pour les paires CPE / TC4, XPE / TC4 et PEEK / TC4. Par conséquent, la paire XPE / TC4 était la plus résistante à l'usure. Compte tenu du comportement biotribologique dans son ensemble, TC4 peut être une alternative en tant que surface d'appui articulée avec un polymère dans un disque cervical artificiel.

Sanghita Bhattacharya et al (2013) [56], Le but de cette étude est de caractériser les performances d'usure d'une prothèse discale avec une conception de (ball and trough) métal-sur-métal (MOM) et de comparer la performance d'usure de ce dispositif à celle du métal-sur-polyéthylène (MOP) dans une simulation in vitro et in vivo en utilisant la modélisation EF.

leur hypothèse est le taux d'usure et les modèles dans un scénario in vivo diffèrent des données simulées à la machine et dépendent également de la combinaison de matériaux choisie.

La différence peut être due à MOM vs MOP et les différences dans la conception de la prothèse totale de la hanche (PTH). Dans le même ordre d'idées, ils ont comparé les implants cervicaux - métal sur métal (bille sur cuvette) (ball on trough), avec un métal sur polyéthylène (bille sur douille) (ball on socket) [56].

La combinaison métal sur métal a conduit à une diminution de l'usure volumétrique de ~ 64 fois, en utilisant le protocole de test ISO. Cette comparaison fournit une validation supplémentaire de leur modèle prédictif; les résultats étant qualitatifs d'accord. Cependant, lorsque les disques artificiels étaient simulés dans une UFR, la combinaison MOM présentait une usure volumétrique de $1,91 \text{ mm}^3$, supérieure à l'usure prédite MOP de $0,95 \text{ mm}^3$, contrairement à la compréhension courante selon laquelle les taux d'usure dans MOM sont inférieurs aux combinaisons MOP. Ceci confirme également leur constatation précédente selon laquelle la simulation EF de l'usure des implants doit être réalisée dans un modèle de moelle ligamentaire au lieu de cas de test autonomes. Ainsi, sur la base de leurs découvertes actuelles, nous pourrions plutôt établir que le métal sur métal aurait pu être une meilleure combinaison pour la PTH, mais pas pour PD.

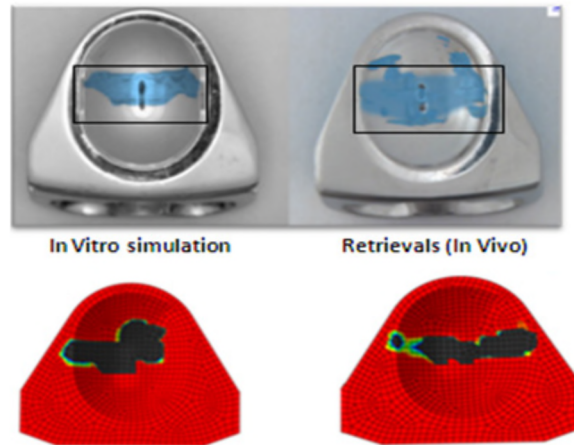


Figure II-21: Comparaison des contours d'usure observés dans les simulations EF et les récupérations des modèles [56]

Même si la supériorité de MOM est évidente lors des tests in vitro, cela ne se vérifie pas nécessairement dans un contexte in vivo. De plus, la conception à bille sur l'auge (ball and trough) pourrait être beaucoup mieux adaptée à la MOM qu'à la MOP. De plus, il est trop simpliste de ne regarder que le couple matériel ou le design; Il est important de tenir compte de l'incidence de la localisation de l'implant et des interactions possibles avec l'anatomie / la physiologie environnante, ce qui pourrait entraîner différents résultats d'usure.

Anup Anil Gandhi (2012) [63], Le modèle dégénératif à un seul niveau a été modifié pour simuler la fusion à un seul niveau et l'arthroplastie avec les prothèses discales Bryan et Prestige LP. Le modèle dégénératif à deux niveaux a été modifié pour simuler une fusion à deux niveaux, une arthroplastie à deux niveaux avec deux prothèses Bryan et Prestige LP et un disque de remplacement adjacent à la fusion. Une étude biomécanique in vitro a également été menée pour étudier les effets de l'arthroplastie et de la fusion sur la cinématique du rachis cervical.

En conclusion, cette étude a souligné que le remplacement du disque cervical par les prothèses Bryan et Prestige LP non seulement préservait le mouvement au niveau actionné, mais maintenait également le mouvement normal aux niveaux adjacents.

Sous chargement hybride, le motif de mouvement de la colonne vertébrale avec une PD était plus proche du modèle de mouvement intact, par rapport aux modèles dégénératifs ou de fusion. En outre, en présence d'une fusion préexistante, cette étude montre que le segment adjacent d'une prothèse discale est préférable à une seconde fusion.

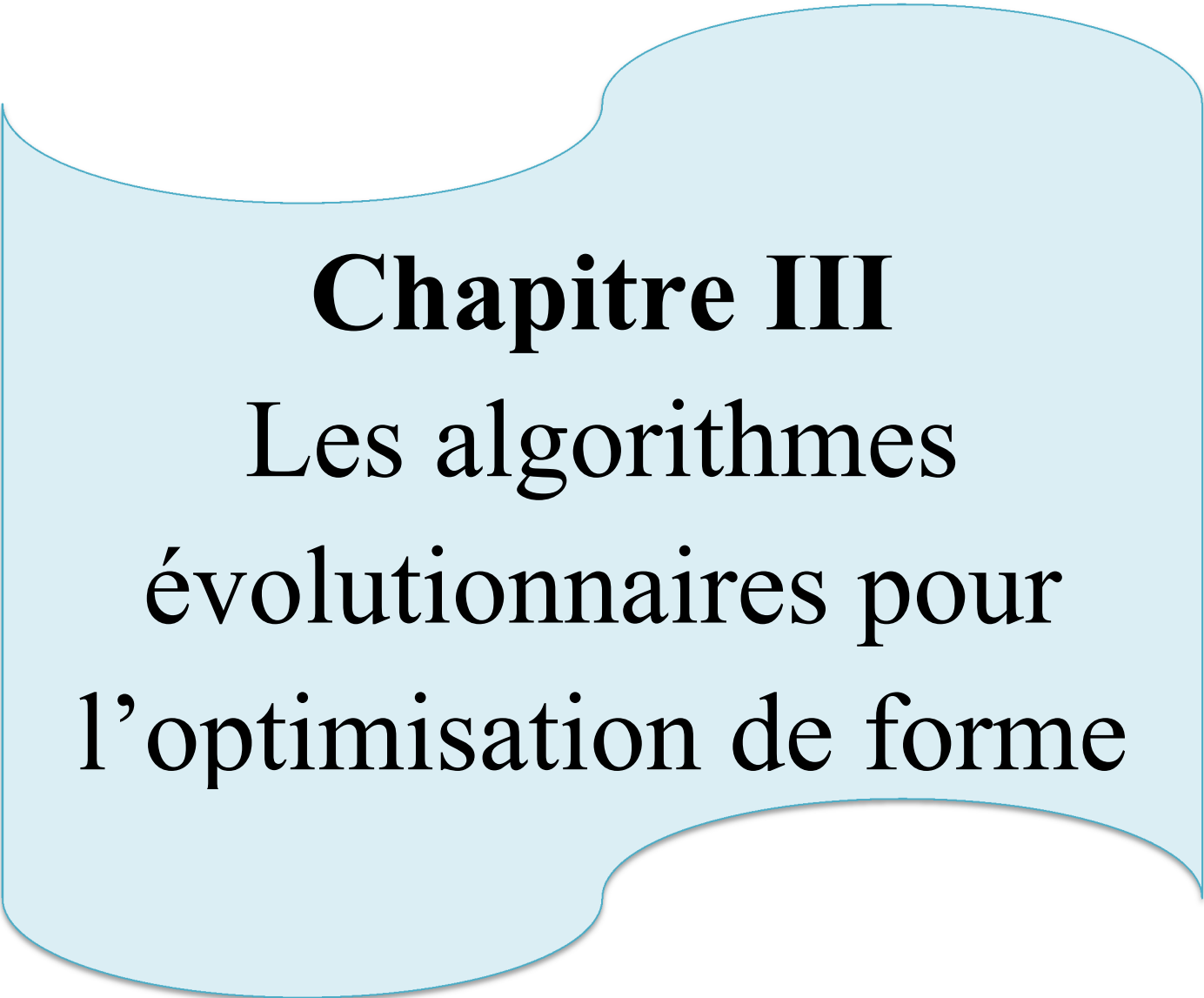
Tableau II-8: résumé de plusieurs études sur les prothèses

prothèses	contrainte	Surface de frottement	conception	ddl	Mobilité de noya	étude	Références
Prodisc-C	contrainte	M/PE	(Ball-Socket)	3	fixe	élément finie	Sanghita Bhattacharya et al (2011) [28]. Zhong Jun Mo et al (2014) [64]
Prestige-LP	semi-contrainte	M/M	(Ball-Trough)	4	fixe/mobile	élément finie	Sanghita Bhattacharya et al (2013) [56]
Bryan	non contrainte	M/PE	(Ball-Socket)	6	mobile	élément finie	Fabio Galbusera et al (2008) [65]
Mobi-C	semi-contrainte	M/PE		5	mobile		Marc-Antoine Rousseau et al (2011) [66]
M6	non contrainte			6	mobile	clinique	Carl Laurysen, MDet al (2012) [31]
Maverick	contrainte	M/M	(Ball-Socket)	3	fixe	expérimental	Parshia Moghadas et al (2012) [42]
SB-Charité	semi-contrainte	M/PE	(Ball-Socket)	5	mobile	élément finie	Jonathan N et al (2006) [67]

II.7. Conclusion

Après cette présentation de l'importance de prothèse discale pour le remplacement de disque dégénéré et la description global, nous avons présenté les trois catégories de prothèses discales (contrainte (3 ddl), semi contraint (5 ddl), et non contrainte (6 ddl)) avec différents modèles de chaque catégories, on a conclu que le choix de matériau qui détermine le couple de frottement, et la conception de la prothèse sont des facteurs qui influencent sur la biofonctionnalité de la prothèse, donc chaque prothèse discale a des avantages et des inconvénients, mais toutes les prothèses discales partagent le même problème qui est l'usure au niveau des facettes articulaires.

Pour minimiser l'usure au niveau de ces facettes articulaires nous avons proposé l'optimisation de forme qui nous permet de trouver la forme optimale en minimisant les contraintes.



Chapitre III
Les algorithmes
évolutionnaires pour
l'optimisation de forme

Chapitre III :

Les algorithmes évolutionnaires pour l'optimisation de forme

III.1. Introduction

En recherche opérationnelle, et plus précisément dans le domaine de l'optimisation des problèmes délicats, la majorité des méthodes sont inspirées par de telles études, et notamment par la biologie. Parmi les domaines de la biologie fertiles en inspiration, l'éthologie (étude du comportement des animaux) a récemment donné lieu à plusieurs avancées significatives, dont la conception de systèmes de fourmis artificielles. Ces systèmes sont notamment étudiés en robotique, en classification ou encore en optimisation [68, 69].

Les études réalisées par les éthologistes ont mis en évidence que certains comportements collectifs des insectes sociaux étaient auto-organisés notamment lorsqu'il s'agit de la recherche de nourriture. L'auto-organisation caractérise des processus au cours desquels des structures émergent au niveau collectif, à partir d'une multitude d'interactions simples entre insectes, sans être codées explicitement au niveau individuel [70].

Ce chapitre va permettre de situer l'optimisation au sein des méthodes de conception mécanique telles qu'elles sont connues. Dans un premier temps, les entités propres à l'optimisation de structure vont être brièvement énoncées ainsi que leur relation. Par la suite, sera proposé un tour d'horizon des méthodes évolutionnaires. Tout ceci pour posséder les informations nécessaires à la compréhension du choix de l'optimisation topologique par optimisation de forme pour notre prothèse.

II.2. Les principes d'optimisation

III. 2.1. Généralités

L'optimisation de structures représente une des préoccupations essentielles pour la conception des systèmes dans l'industrie mécanique. Aujourd'hui au sein des bureaux d'études on ne se contente plus d'améliorer les performances des pièces que l'on conçoit ; on cherche à

concevoir une pièce globalement optimale par rapport à son utilisation et son environnement, en considérant un grand nombre de critères et parfois, d'objectifs [71]. Les concepteurs en bureaux d'études optimisent de manière manuelle, par des définitions successives de la pièce. Cette méthode est longue et imprécise et dépend fortement de la compréhension des résultats, de l'intuition et de l'expérience du concepteur. Autant de facteurs humains qui rendent difficile l'obtention de la solution idéale. Arrivé à un certain niveau de complexité, il n'est pas garanti que les modifications apportées par un concepteur soient efficaces voire utiles à l'amélioration des performances. Cela se traduit par des durées de conception très longues, pour un résultat qui peut ne pas être satisfaisant.

L'optimisation de structure consiste à chercher le domaine mécanique maximisant la performance ciblée, directement à partir des résultats de la pièce mise en situation. Une vision utopique de voir l'optimisation de structure se résume par : nos contraintes et nos différents objectifs nous donnent la solution au problème, si elle existe. Evidemment les problèmes de conception mécanique actuels sont bien trop complexes pour permettre un tel résultat. Cependant, bien mise en œuvre, l'optimisation de structure peut constituer un outil d'aide à la conception, amenant rapidement le développement d'un produit dans des directions efficaces. Le but n'est pas de supprimer l'intervention du concepteur mais de lui donner un outil lui apportant l'information dont il a besoin pour concevoir son produit dans de bonnes conditions et de manière efficace.

II.2.1.1. Fonction-objectif & Algorithme d'optimisation

De manière générale la performance d'une pièce peut se traduire de plusieurs manières selon son utilisation et selon les critères de conception que l'on se fixe. Il existe plusieurs fonctions-objectif, on choisit celle qui représente la performance que l'on cherche à améliorer. On introduit la fonction-objectif représentant la performance globale de notre pièce, le but de l'optimisation va être de trouver la pièce solution qui maximise cette fonction-objectif, donc qui maximise la performance. Mathématiquement cette fonction apparaît comme l'extremum global d'une fonction dépendant de la structure, elle-même représentée par les variables d'optimisation.

Pour résoudre cette recherche d'extremum, on peut utiliser différents algorithmes itératifs d'optimisation. Les plus utilisés sont: Optimality Criteria Methods (OC-Method), Sequential Linear Programming (SLP) et Methods of Moving Asymptotes (MMA). Les différences entre ces méthodes proviennent surtout de leur stabilité, de leur capacité à converger et de leur

rapidité. Tous les calculs sont définis de manière théorique pour des milieux continus mais en pratique on s'appuie sur les méthodes de calcul par éléments finis pour évaluer les performances.

Dans l'objectif de trouver la pièce représentant le meilleur compromis résistance-poids, on introduit un concept de performance énergétique : le travail global des forces extérieures que l'on nomme « compliance » et note C .

II.2.1.2. Variables d'optimisation & Contraintes technologiques

Les algorithmes d'optimisation vont agir sur un set de paramètres que l'on nomme variables d'optimisation pour satisfaire la fonction-objectif. Le résultat donné par le code sera donc un set de paramètres optimaux représentant la structure optimale. Selon la classe d'optimisation, les variables d'optimisation peuvent représenter toute sorte d'entité, une position de point limite sur le contour de la pièce, une dimension d'une partie de la pièce, ou encore une propriété de matériau. Chaque variable va évoluer dans un domaine admissible que l'utilisateur définit pour éviter toute absurdité de conception et incompatibilité technologique, on dit que les variables d'optimisation sont bornées.

La conception mécanique est extrêmement complexe, les conditions d'acceptabilité du design définitif d'une pièce sont nombreuses et variées. Pour obtenir une solution acceptable on introduit dans la boucle d'optimisation des contraintes, elles vont conditionner l'affectation des variables d'optimisation pour inciter la solution à être viable et garantir la pertinence de la solution. Aujourd'hui il est encore très compliqué d'intégrer l'ensemble des contraintes technologiques qu'un concepteur applique naturellement quand il définit une pièce mécanique. A titre d'exemple, des contraintes qui sont aujourd'hui prises en compte facilement sont les limites géométriques de conception que l'on représente par un domaine admissible. Il reste un énorme travail quand on veut considérer des contraintes beaucoup plus compliquées comme le respect d'un angle de dépouille selon une direction ou une épaisseur de pièce minimale, contraintes qui sont primordiales en conception de pièces moulées.

II.2.1.3. Modélisation générale

Le processus d'optimisation général peut se modéliser par une boucle itérative au sein du processus de conception, une représentation est proposée en Figure III-1

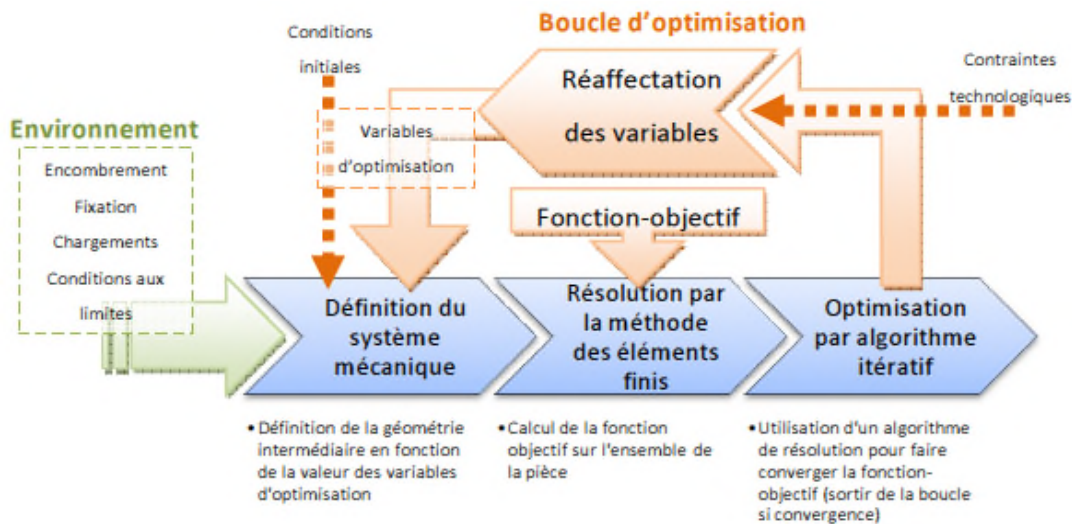


Figure III-1: Représentation générale d'une boucle d'optimisation de structure mécanique

Idéalement on souhaite que le processus global soit invariant par rapport : aux conditions initiales, à la modélisation discrète par éléments finis (maillage) et à l'algorithme d'optimisation. Dans la pratique chaque quadruplet {processus d'optimisation, conditions initiales, modélisation, algorithme} va avoir ses propres réactions et même ses propres solutions. Il sera nécessaire à l'utilisateur de bien appréhender les conditions de validité de la solution obtenue en fonction du processus d'optimisation retenu.

On remarque que l'emploi de « la solution optimale » ou « la solution idéale » est un abus de langage, tout processus d'optimisation aussi perfectionné soit-il peut fournir dans le meilleur des cas « une » solution optimisée au problème posé.

III.3. Les classes d'optimisations

Le but de ce paragraphe est d'apporter de la lisibilité au sujet de l'ensemble des solutions qui existent actuellement en termes d'optimisation de structure. Ceci afin de motiver le choix de l'utilisation de la méthode d'optimisation topologique par homogénéisation.

III.3.1. Optimisation dimensionnelle

Dans le processus de conception mécanique, l'optimisation dimensionnelle prend place quand la pièce mécanique est définie en quasi-totalité. Aucune modification de forme ou de topologie ne sera appliquée, la forme de la pièce est complètement figée au cours de l'optimisation. Les problèmes dits « de dimensionnement » font intervenir des variables d'optimisation directement liées aux éléments finis composant le maillage de la pièce.

Dans le cas d'études de structures mécaniques bi ou tridimensionnelles cette méthode s'applique avec des modélisations 1D (type câble, barre ou poutre) ou 2D (type membrane, plaque ou coque). Les variables seront des paramètres d'éléments tels que des épaisseurs de coque, des sections de poutres etc. Ce type d'optimisation est très rapide et très peu couteux en ressources du fait de la simplicité du modèle par éléments finis et de la quantité limitée de variables d'optimisation à traiter à chaque itération.

a) Structure en variables discrètes

Le cas de l'optimisation dimensionnelle de structures en variables discrètes s'applique sur des pièces géométriquement définies. Tous les éléments de la pièce, présents au début de la phase d'optimisation se retrouveront à la fin, seules certaines dimensions de ces éléments seront adaptées par la boucle d'optimisation. La préparation de l'optimisation va consister à définir certains paramètres en tant que variables d'optimisation. Ce set de variables discrètes est accompagné d'un set de domaines admissibles dans lequel les valeurs des variables vont évoluer pendant l'optimisation pour répondre au mieux à la minimisation de la fonction-objectif choisie.

b) Structure en treillis

A l'extrême cette méthode de dimensionnement peut être utilisée pour définir la constitution d'une structure mécanique formée uniquement d'éléments monodimensionnels. On sait que l'agencement des différents constituants d'une structure en treillis détermine les caractéristiques globales de la structure. L'idée est d'appliquer la méthode de dimensionnement à une structure treillis complètement surabondante en termes de nombre de composants. La solution de l'optimisation dimensionnelle va nous permettre d'éliminer les éléments non sollicités et de dimensionner correctement les autres. Cette utilisation est particulièrement adaptée aux ensembles mécano-soudés ou assemblés constitués de pièces primitives simples.

III.3.2. Optimisation de forme

Le processus d'optimisation structurale de forme consiste en l'adaptation de l'interface optimale entre deux domaines mécaniques vis-à-vis de la fonction-objectif [72]. Cette interface va être un ensemble de lignes bouclées en 2D et un ensemble de surfaces fermées en 3D. En aucun cas cette méthode ne définit la topologie de la solution, ce paramètre fondamental fait partie des informations d'entrée de la méthode d'optimisation de forme.

Du fait de la complexité de l'entité recherchée, les théories sous-jacentes aux techniques d'optimisation de forme représentent encore aujourd'hui un domaine mathématique à part entière. En effet la recherche de l'objet mathématique solution de notre problème d'optimisation représente un problème non trivial et introduit, avant même la résolution, de nombreuses problématiques liées à l'existence et à l'unicité de la solution.

Dans le domaine de l'ingénierie, les ambitions de l'optimisation de forme sont souvent révisées à la baisse, on ne recherche pas la solution optimale mais plutôt une solution optimisée de manière satisfaisante. Cette méthode est très sensible aux conditions initiales et aux paramétrages mais surtout à la topologie que l'on définit. Il existe souvent de nombreuses solutions à un même problème il se peut qu'aucune ne soit la solution optimale. L'utilisateur doit avoir des connaissances dans le domaine de l'optimisation de forme pour obtenir des solutions satisfaisantes et valides.

Cependant, l'applicabilité et la légitimité de l'utilisation de cette méthode n'est en aucun cas discutable du fait de sa manière d'opérer. En effet la grande force des méthodes d'optimisation de forme est qu'elles agissent sur la forme de la pièce au même titre que le concepteur aurait pu le faire, mais de manière non subjective. De plus le calcul des variables d'optimisation se fait à partir de pièces « réelles » du point de vue de la modélisation numérique. Il faut comprendre que les différentes formes obtenues lors des itérations d'optimisations sont des formes que le concepteur aurait pu concevoir au cours d'une optimisation « manuelle » et donc que leur utilisation est légitime. Cette dernière phrase prend tout son sens quand on connaît les difficultés liées à certaines méthodes topologiques présentées dans la section suivante.

a) Structure en variables discrètes

Cette première méthode d'optimisation de forme permet au concepteur la possibilité de laisser un certain nombre de zones de son étude non entièrement définies. Ces zones seront paramétrées et bornées, le problème sera soumis au calcul et par itération la routine d'optimisation définira le set de paramètres optimal. Cette méthode nécessite une définition quasi-finale de la pièce à optimiser et est souvent utilisée localement pour des pièces complexes modélisées avec des éléments finis volumiques. Cependant elle est rapide du point de vue de l'optimisation car le nombre de variables d'optimisation est très faible mais autorise des changements limités et demande un travail de préparation important. En effet il faut paramétrer les déformations admissibles de la pièce, vérifier l'intégrité du maillage dans

toutes les circonstances ou remailler le cas échéant. S'il y a reconstruction du maillage au cours de l'optimisation le temps de l'étude est considérablement augmenté et l'obtention de résultats n'est pas garantie du fait des limitations liées aux algorithmes de maillage automatique. Le groupe de recherche de l'école Polytechnique (CMAP) propose de nombreux travaux à ce sujet, et particulièrement des exemples d'implémentation fonctionnelle en deux dimensions.

b) Variation de frontière

La méthode de variation de frontière est sûrement la méthode d'optimisation de forme la plus simple à comprendre mais reste extrêmement compliquée à mettre en œuvre. De nombreux problèmes annexes doivent être considérés pour pouvoir l'appliquer à des formes complexes. Ici la frontière de l'objet considéré est divisée en de nombreuses entités simples. La position de chacune de ces entités est déterminée par un certain nombre de points de l'espace de travail. Le set de variables d'optimisation va être l'ensemble des coordonnées des points de contrôle des éléments de frontière. Du fait de la manière dont le problème est posé la topologie de la pièce ne va pas évoluer au cours de l'optimisation d'où la nécessité d'avoir une bonne idée a priori de la topologie efficace. Une des difficultés majeures est la régularisation du gradient de la forme pour empêcher toute incohérence de maillage, comme l'interpénétration de mailles. Un autre point faible de cette méthode est la nécessité de remailler la pièce assez souvent pour garantir un calcul numérique correct. G. ALLAIRE et O. PANTZ, au sein du Centre de Mathématiques Appliquées de l'école Polytechnique, proposent de nombreux codes mettant en pratique cette méthode. Quelques exemples sont présentés en suivant [73]. Il est bon de noter l'influence de la topologie initiale et la complexité de la gestion des maillages selon la forme de la pièce.

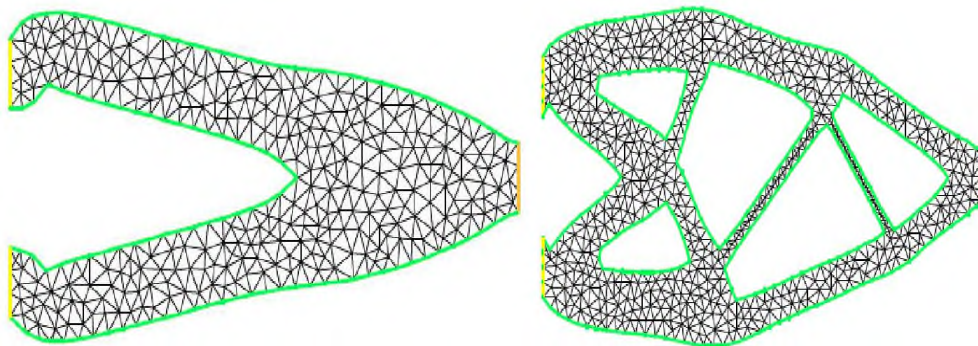


Figure III-2: résultats d'optimisation de forme pour deux topologies différentes : (gauche) pas de trou (droite) 5 trous Source : Structural Optimization with FreeFem, G. [73]

c) Level-Set

La méthode du Level-set [74] est une méthode hybride d'optimisation de forme. En effet elle est basée sur les principes d'optimisation de forme, tel que celui de la variation de frontière, mais le gradient de forme est capturé sur un maillage fixe par un problème adjoint. Ce couplage permet une évolution topologique très importante mais la solution obtenue est encore très dépendante des conditions initiales.

Dans certains cas bien initialisés la méthode de Level-set donne des solutions équivalentes aux méthodes topologiques d'homogénéisation, avec l'énorme avantage de réaliser les calculs par éléments finis sur des structures « réelles » du point de vue modélisation (pas de matériaux intermédiaires fictifs, voir la méthode d'homogénéisation).

Cependant l'influence du cas d'initialisation sur la solution obtenue est très importante. Actuellement la méthode de Level-set autorise la simplification topologique, qui se traduit par la disparition de trous en étude bidimensionnelle, mais ne permet pas sa complexification. Il est donc fondamental d'initialiser le processus avec une topologie assez complexe pour répondre au problème.

III.3.3. Optimisation topologique

L'approche topologique est le plus grand défi soumis à l'optimisation de structure. La définition topologique d'une pièce affecte en premier lieu ses performances, elle est donc du premier ordre en terme d'optimalité. En effet pour toutes les méthodes classifiées précédemment, les solutions apportées ne seront jamais optimales si la topologie initiale n'est pas la bonne. Les méthodes d'optimisation topologique actuelles ne sont pas capables de définir définitivement la forme d'une pièce, mais elles représentent de très fiables préprocesseurs pour les autres méthodes plus précises et plus correctes du point de vue conception technologique.

a) Structure continue en variables discrètes

L'optimisation topologique de structures continues en variables discrètes part d'un principe intuitif qui consiste à modéliser l'ensemble géométrique admissible par des éléments solides et à éliminer par itération les éléments qui ne contribuent pas ou peu à la rigidité de la pièce [74]. Cependant le problème ainsi posé est très souvent sans solution car mal posé par rapport à la théorie mathématique continue. Il est nécessaire d'intégrer des artéfacts de

filtration pour sélectionner de manière utile les éléments à enlever (restriction du périmètre des trous créés).

Cette méthode se confronte à un principe mécanique complexe qui régit la rigidité des pièces mécanique : à masse égale une pièce formée d'une multitude de petits « trous » sera plus rigide qu'une autre composée de seulement quelques gros « trous ». Partant de ce principe les méthodes topologiques en variables discrètes convergent souvent vers une structure en damier, de plus l'influence de la taille du maillage est très grande dans ce type de méthode. Derrière ces contre-indications, il existe des méthodes dites évolutionnaires qui permettent dans un certain cadre d'obtenir des solutions viables.

b) Homogénéisation

On peut présenter la méthode d'optimisation par homogénéisation par la relaxation du problème d'optimisation par topologique en variables discrètes. En effet la prise en compte des microstructures (structures en damier) se fait de manière plus macroscopique dans le matériau en introduisant une densité au matériau.

A titre d'exemple est proposé en Figure III-3 ci-dessous le type de résultat que l'on peut obtenir avec un logiciel commercial (ALTAIR Engineering).

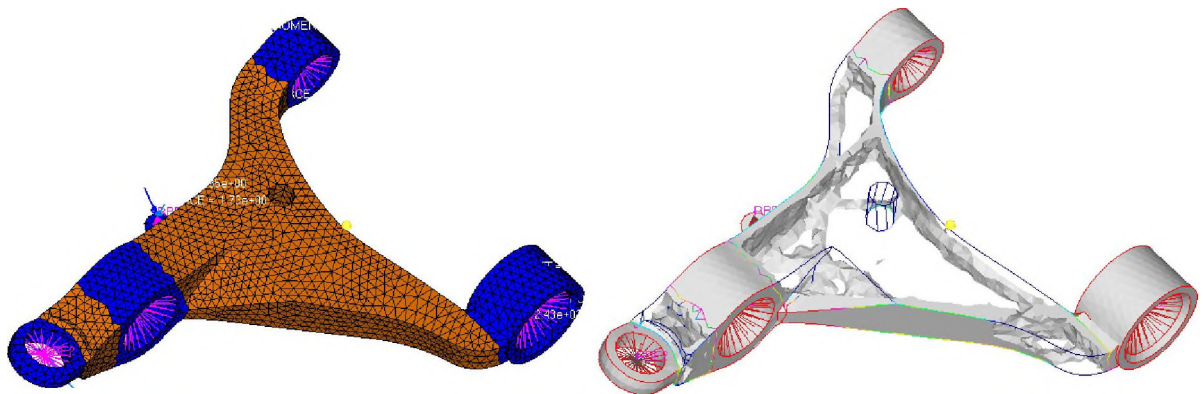


Figure III-3: modèle de base et iso-surface du résultat en densité de l'optimisation topologique réalisée avec ALTAIR OPTISTRUCT (seuil de densité 0.15)

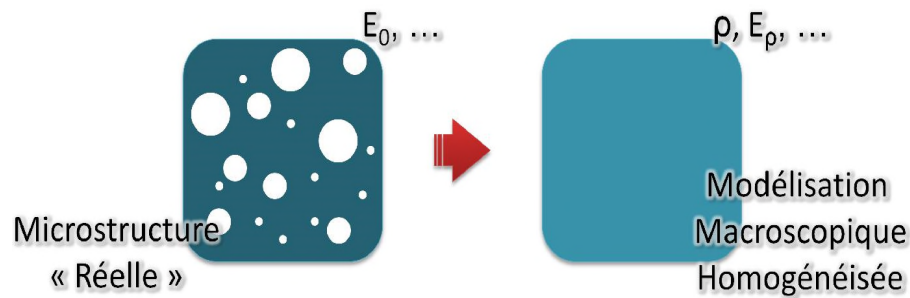


Figure III-4: représentation du principe d'homogénéisation, au sein d'un élément

En Figure III-4, la structure optimale réelle, souhaitée par l'algorithme d'optimisation, est modélisée par un élément homogène caractérisé par sa densité globale de matière. Le domaine d'optimisation va être composé d'un très grand nombre de ces éléments finis, ce qui représente autant de valeur de densité. L'algorithme d'optimisation a pour tâche de nous fournir la valeur de chacune de ces densités en fonction des paramètres d'optimisation.

III.4. Algorithmes évolutionnaires

Les Algorithmes évolutionnaires (AE) constituent une discipline impliquant la simulation par un ordinateur du processus de l'évolution naturelle.

Ils sont inspirés de la génétique et des mécanismes de la sélection naturelle basés sur la théorie de l'évolution de Darwin, selon laquelle la vie est une compétition où seuls les mieux adaptés survivent et se reproduisent. Ils empruntent les paradigmes de l'évolution biologique tels que la sélection, le croisement et la mutation pour chercher la solution du problème.

Les AE utilisent la notion de "population d'individus", dans laquelle chaque individu représente une solution potentielle de l'espace de recherche du problème donné. Ce sont des méthodes d'optimisation globales. Leur robustesse et leur souplesse permettent d'aborder les problèmes les plus raides. De plus, leur capacité à travailler sur des espaces de recherche non standards (non continus) ainsi que leur faible besoin d'information sur le problème (seulement la fonction coût) offrent les perspectives les plus originales et un large champ d'application. Ils ont donc été appliqués avec succès à de nombreux problèmes où les algorithmes classiques d'optimisation sont incapables de produire des résultats satisfaisants.

En outre, en tant qu'algorithme à base de population, leur parallélisation est aisée : il suffit de distribuer l'évaluation de la fonction coût sur autant de processeurs que d'individus de la population. Leur principal inconvénient est leur coût. Ils nécessitent en effet un grand nombre d'évaluations pour aboutir à l'optimum : c'est le prix qu'ils doivent payer au fait de

ne pas utiliser d'autre information sur la fonction et de s'appliquer à de très larges classes de problèmes, aussi chaotiques soient ils [75].

Les AE ont été appliqués dans le domaine de la robotique pour l'optimisation des trajectoires ou l'évitement des obstacles, aussi dans divers problème tel que biochimie, électrotechnique et magnétique...

Un certain nombre de travaux ont été effectués sur l'application de ces algorithmes dans le domaine de la mécanique, nous citons quelques-unes [76-84].

III.4.1. Méthodes Heuristiques

Une heuristique est une méthode approchée se réclamant simple, rapide et adaptée à un problème particulier. Sa capacité à solutionner un problème difficilement résolvable par des méthodes exacts est nuancée par le fait qu'elle n'offre aucune garantie quant à la qualité de la solution calculée. Ce défaut n'est pas toujours un problème lorsque seule une approximation de la solution optimale est recherchée [70].

III.4.2. Méthodes Méta-heuristiques

Le terme méta-heuristique est utilisé par opposition aux heuristiques particulières pour un problème donné. Les méta-heuristiques peuvent être utilisées pour plusieurs types de problèmes, tandis qu'une heuristique est adaptée à un problème donné.

Les méta-heuristiques ont également comme caractéristiques communes leur caractère stochastique, ainsi que leur inspiration, une analogie avec d'autres domaines de recherche (la biologie, la physique, etc.) [85].

Les méta-heuristiques sont généralement itératives, c'est-à-dire qu'un même schéma de recherche est appliqué plusieurs fois au cours de l'optimisation, et directes, c'est-à-dire qu'elles n'utilisent pas l'information du gradient de la fonction-objective [69].

Il existe un grand nombre de méta-heuristiques, parmi elles : Monte Carlo, recuit simulé, recherche tabou, algorithme génétique, essaim de particule et colonie de fourmis [70].

III.4.2.1. Algorithmes génétiques (AG)

a) Introduction

Les algorithmes génétiques (AG) sont des méthodes utilisées dans les problèmes d'optimisation. Tirent leur nom de l'évolution biologique des êtres vivants dans le monde réel [86]. Le concept d'algorithme génétique a été proposé par D. E. GOLDBERG et J. H. HOLLAND (1988) [87] pour décrire les systèmes adaptatifs. Par la suite, l'ouvrage [87] a fortement participé à leur diffusion. Ces algorithmes cherchent à simuler le processus de la sélection naturelle et de la génétique dans un environnement défavorable en s'inspirant de la théorie de l'évolution proposée par C. Darwin. Dans un environnement, « les individus » les mieux adaptés tendent à vivre assez longtemps pour se reproduire alors que les plus faibles ont tendance à disparaître [86].

Bien qu'utilisant le hasard, les AG ne sont pas purement aléatoires. Ils exploitent efficacement l'information obtenue précédemment pour spéculer sur la position de nouveaux points à explorer, avec l'espoir d'améliorer la performance [88].

Par analogie avec l'évolution naturelle, les AG font évoluer un ensemble de solutions candidates, appelé une « population d'individus ».

Un « individu » n'est autre qu'une solution possible du problème à résoudre. Chaque individu de cette population se voit attribuer une fonction appelée fonction d'adaptation (fitness) qui permet de mesurer sa qualité ou son poids; cette fonction d'adaptation peut représenter la fonction objectif à optimiser. Ensuite, les meilleurs individus de cette population sont sélectionnés, subissent des croisements et des mutations et une nouvelle population de solutions est produite pour la génération suivante. Ce processus se poursuit, génération après génération, jusqu'à ce que le critère d'arrêt soit atteint, comme par exemple le nombre maximal de générations [86].

Leurs champs d'application sont très vastes. Ils sont utilisés en (mécanique, génie civil, chimie, l'informatique etc.). Les raisons de ce grand nombre d'applications sont la simplicité et l'efficacité de ces algorithmes [89].

b) Principes et généralités

Les algorithmes génétiques sont généralement utilisés pour rechercher les optima d'un critère d'optimisation défini sur un espace de recherche. Leur mise en œuvre nécessite :

Un codage des données qui associe à chaque point de l'espace de recherche une structure de données spécifique, appelée génotype ou ensemble de chromosomes, qui caractérisera chaque individu de la population.

La définition d'une fonction d'adaptation à maximiser, définie sur l'espace de recherche. Elle est également appelée fonction d'évaluation ou encore fitness. Elle se définit en fonction du critère d'optimisation du problème : les extrema recherchés du critère correspondent aux maxima de cette fonction.

Une population initiale, regroupant un ensemble d'individus, dont dériveront les futures générations. Des opérateurs d'évolution de la population, permettant l'exploration, plus ou moins large, de l'espace de recherche.

Un processus de sélection des individus les mieux adaptés, qui sera appliqué sur chaque nouvelle génération d'individus [70].

c. Fonctionnement d'algorithme génétique

Le fonctionnement d'un GA est basé sur les phases suivantes:

1. Initialisation : Une population initiale de N chromosomes est tirée aléatoirement.
2. Évaluation : Chaque chromosome de la population initiale est décodé, puis évalué.
3. Sélection : Création d'une nouvelle population de chromosomes par l'utilisation d'une méthode de sélection appropriée (regroupement des chromosomes par paires).
4. Reproduction : Possibilité de croisement et de mutation au sein de la nouvelle population.
5. Retour à la phase d'évaluation (étape 2) tant que la condition (ou critère d'arrêt) du problème n'est pas satisfaite [88, 89].

La figure III-5 illustre les principales étapes d'un algorithme génétique:

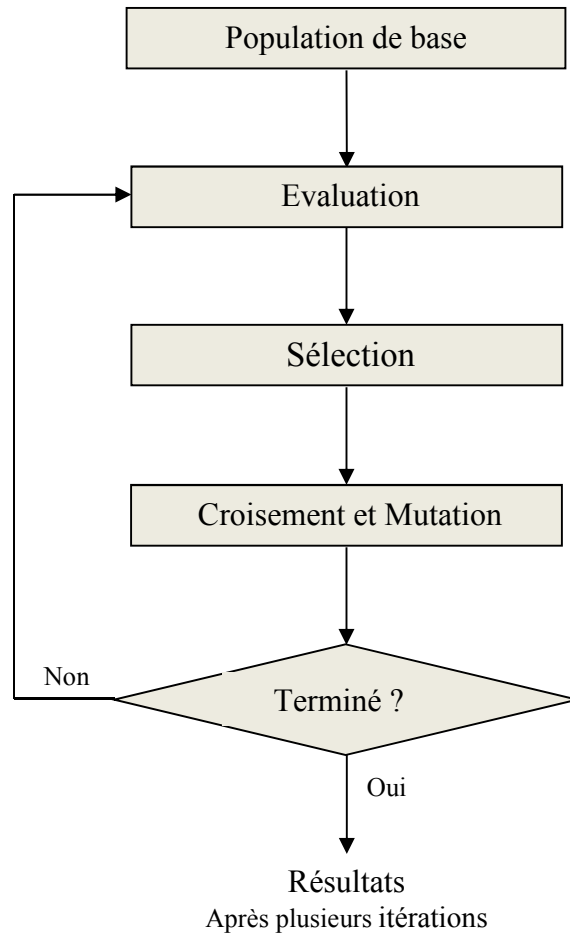


Figure III-5: Fonctionnement courant d'un algorithme génétique [70]

d) Représentation

Le codage binaire est le code le plus utilisé [86]. Cela permet d'établir une connexion entre les valeurs de la variable et les individus de la population de manière à imiter la connexion qui existe en biologie entre le génotype et le phénotype [89]. Chaque individu est représenté par un vecteur binaire (ou chaîne de bits), dont chaque élément prend la valeur 0 ou 1. Ce vecteur est une concaténation des paramètres à optimiser, chaque paramètre étant transformé en une série binaire. La figure III-6, présente un exemple du codage binaire d'une solution avec 3 paramètres, chaque paramètre est représenté par une série binaire de 4 chiffres {0,1} [85].

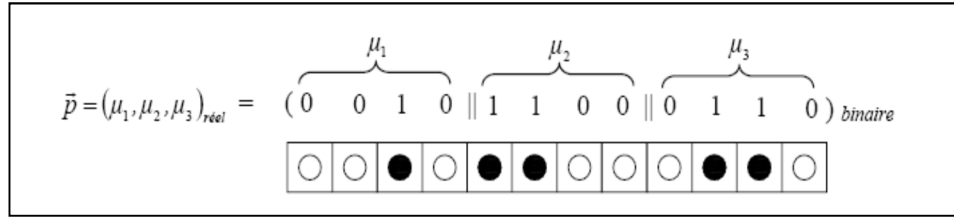


Figure III-6: Exemple du codage binaire d'une solution potentielle avec 3 paramètres [71]

e) Evolution

L'évolution de la population se fait à l'aide des opérateurs de sélection, la recombinaison (Croisement) et de mutation [90].

-Sélection des parents

La sélection est un opérateur clé sur lequel repose en partie la qualité d'un algorithme génétique. Dans cette étape, les chromosomes de la population actuelle sont sélectionnés pour être les parents de la génération suivante. En accord avec la théorie de l'évolution de Darwin, les meilleurs individus doivent survivre et en créer les nouveaux [75]. Les gènes les plus performants ont tendance à se diffuser dans la population tandis que ceux qui ont une performance relative plus faible ont tendance à disparaître [89]. Il existe plusieurs méthodes pour choisir les meilleurs individus, par exemple la sélection proportionnelle, la sélection par tournoi, la sélection par rang, la sélection selon l'état d'équilibre, etc [71]. La méthode la plus connue et la plus utilisée est la sélection par roulette (roulette - wheel) de Goldberg (1989) [90], figure III-7: représente un modèle de roulette - wheel [91].

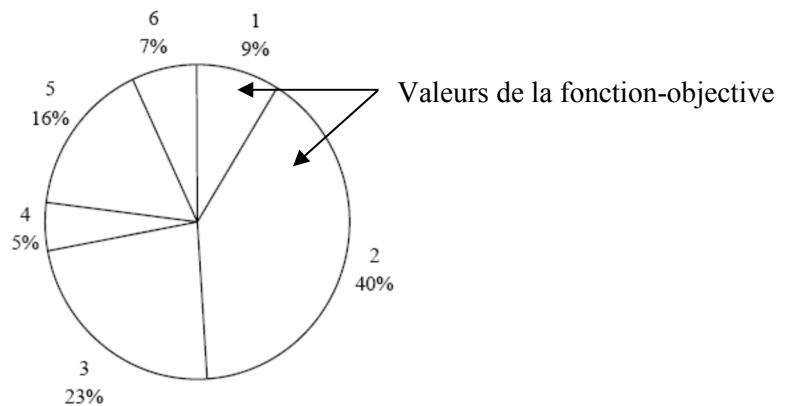


Figure III-7: Modèle de la roulette - wheel [91]

Le croisement est l'opérateur principal des AG. C'est un opérateur génétique relatif à plusieurs individus parents (souvent deux). Son rôle consiste à combiner les génotypes des individus pour en produire un nouveau (engendrer des individus enfants mieux adaptés que leurs parents) figure III-8 [75]. Les plus souvent, deux enfants sont créés par le croisement de deux parents sélectionnés [70] On distingue plusieurs types de croisements possibles. Les plus utilisés sont :

Croisement à 1 point.

Croisement à multipoints.

Croisement uniforme [75].

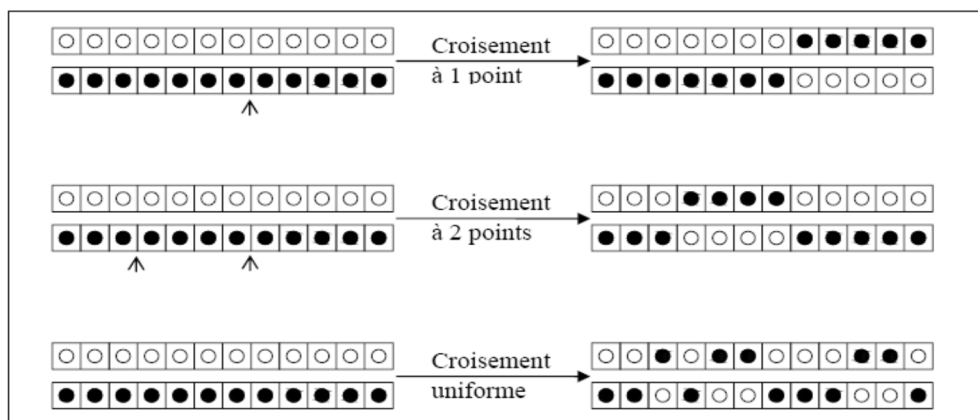


Figure III-8 : Méthodes de recombinaison (croisement) utilisées par l'GA [75]

-Mutation

Nous définissons une mutation comme étant l'inversion d'un bit dans un chromosome. Classiquement, l'opérateur de mutation modifie aléatoirement les symboles d'un génotype avec une faible probabilité, égale au taux de mutation. D'autre part, la mutation assure une recherche locale aléatoire autour de chaque individu. Dans cet ordre d'idée, la mutation peut améliorer considérablement la qualité des solutions découvertes [82].

La figure III-9 montre un exemple de mutation binaire.

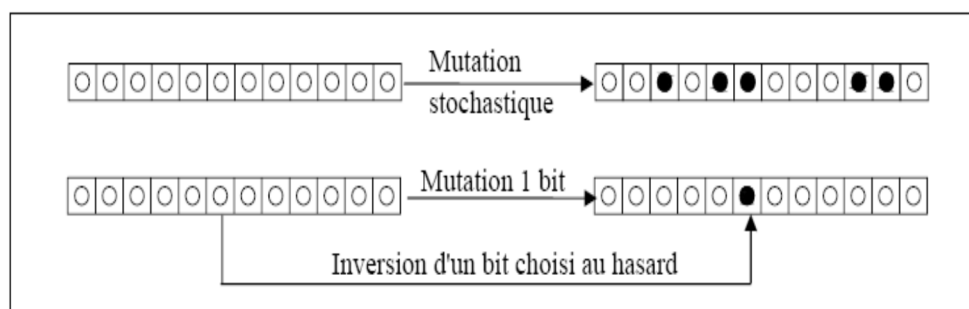


Figure III-9: Méthodes de mutation utilisées par l'GA [75]

-Mutation stochastique.

-Mutation 1 bit [75].

III.4.2.2. Optimisation par essaim de particules PSO

a. Introduction

L'optimisation par essaim de particule ("Particle Swarm Optimization", PSO) est un méta-heuristique d'optimisation, inventée par Russel Eberhart (ingénieur en électricité) et James Kennedy (socio-psychologue) en 1995 [92].

Heppner, un zoologiste, était intéressé à découvrir les règles fondamentales qui ont permis à un grand nombre d'oiseaux de s'assembler synchroniquement, souvent changeant la direction soudainement, dispersant et regroupant. Ce scientifique a eu l'idée que le modèle de simulation doit être fondé sur la manipulation des distances interindividuelles ; c'est-à-dire, le comportement du groupe a été pensé pour être une fonction des efforts des oiseaux de maintenir une distance optimale entre eux-mêmes et leurs voisins.

Ces algorithmes sont inspirés des essaims d'insectes (ou des bancs de poissons ou des nuées d'oiseaux) et de leurs mouvements coordonnés. En effet, tout comme ces animaux se déplacent en groupe pour trouver de la nourriture ou éviter les prédateurs [91], comme les bancs de poissons, on peut observer des dynamiques de déplacements relativement complexes, alors que les individus eux-mêmes n'ont accès qu'à des informations limitées, comme la position et la vitesse de leurs plus proches voisins. On peut par exemple observer qu'un banc de poissons est capable d'éviter un prédateur : d'abord en se divisant en deux groupes, puis en réformant le banc original figure (III-10), tout en maintenant la cohésion du banc.

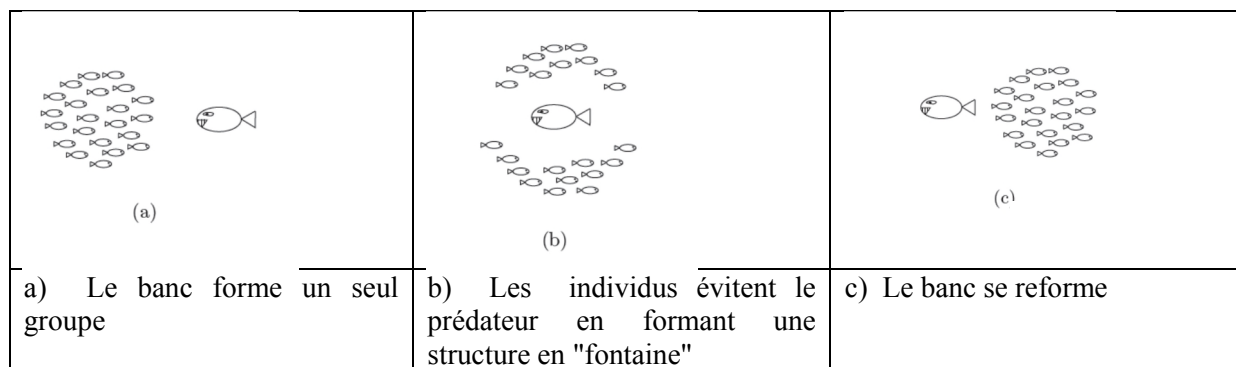


Figure III-10: Schéma de l'évitement d'un prédateur par un banc de poissons [69]

Les algorithmes à essaim de particules recherchent des solutions pour un problème d'optimisation. Les individus de l'algorithme sont appelés particules et la population est appelée essaim.

Dans la théorie au moins, les différents membres du groupe peuvent profiter des découvertes et de l'expérience précédente de tous les autres membres du groupe pendant la recherche de la nourriture. Cette relation suggère que le partage social de l'information entre les membres offre un avantage évolutionnaire : Cette hypothèse était fondamentale au développement de l'optimisation par essaim de particules.

Dans cet algorithme, une particule décide de son prochain mouvement en fonction de sa propre expérience, qui est dans ce cas la mémoire de la meilleure position qu'elle a rencontrée, et en fonction de la meilleure position trouvée par tout le groupe. Les nouvelles vitesses et directions de la particule seront définies en fonction de trois tendances ; la propension à suivre son propre chemin, sa tendance à revenir vers sa meilleure position atteinte et sa tendance à aller vers la meilleure position trouvée par le groupe.

Le PSO peut résoudre une variété de problèmes d'optimisation difficiles. Il a montré une convergence plus rapide que d'autres algorithmes. Un autre avantage du PSO est qu'il a très peu de paramètres à ajuster, qui le rend particulièrement facile à mettre en application.

b) Représentation

Tout comme les GA, les algorithmes à essaim de particules débutent par une population initiale des individus, appelée en PSO (essaim) mais la représentation des individus (particules) est plus simple que celle en GA. En PSO, l'essaim est représenté comme un groupe de particules initialisées aléatoirement par des positions dans le domaine de recherche et par des vitesses. La tâche essentielle confiée aux particules de l'essaim est de faire balayer

le domaine des solutions faisables en cherchant la meilleure position qui est la solution optimale. Donc, les particules de chaque génération sont les mêmes en changeant seulement leurs caractéristiques, position et vitesse.

c) Evolution

La reproduction des populations en PSO est faite toujours après l'évaluation des individus (particules) du présent essaim et la comparaison des valeurs pour chaque particule. Donc, on ne parle pas ici de la recombinaison ou de la mutation.

Le modèle de l'algorithme du PSO est basé sur les deux facteurs suivants :

La mémoire autobiographique, qui se rappelle la meilleure position ($Pbest_i$) rencontrée par chacun des particules.

L'information annoncée, qui est la meilleure solution ($Pbest_g$) trouvée par l'essaim.

A chaque génération et après la sélection, les vitesses de déplacement des particules doivent être ajustées par l'équation standard suivante [24] :

$$V_i^{(k+1)} = w \cdot V_i^{(k)} + c_1 \cdot r_1 \cdot (Pbest_i - X_i^{(k)}) + c_2 \cdot r_2 \cdot (Pbest_g - X_i^{(k)}) \quad (III-1)$$

r_1, r_2 : Des constantes aléatoires dans l'intervalle (0, 1).

w : Constante d'inertie initialisés dans l'intervalle (0, 1).

$V_i^{(k)}$: Vitesse actuelle.

$X_i^{(k)}$: Position actuelle dans l'hyperespace de recherche.

$Pbest_i$: La meilleure position trouvée par la i ème particule.

$Pbest_g$: La meilleure solution trouvée par l'essaim.

c_1, c_2 : Constantes d'accélération, ils ont le rôle de contrôler le mouvement des particules à chaque itération.

Le premier terme de cette équation montre la tendance de la particule à suivre son chemin, le deuxième montre sa tendance à revenir vers la meilleure position qu'elle a

rencontrée et le troisième terme indique sa tendance à aller vers la meilleure solution trouvée par l'essaim.

Après l'ajustement des vitesses, chaque particule doit effectuer un déplacement pour atteindre sa nouvelle position selon l'équation suivante [24] :

$$X_i^{(k+1)} = X_i^{(k)} + V_i^{(k+1)} \quad (\text{III-2})$$

III.5. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons mis en revus plusieurs techniques d'optimisations évolutionnaires (GA, PSO et ACO) et ceci dans le but de situer notre choix de technique d'optimisation de forme dans le domaine de la biomécanique et précisément dans l'optimisation de forme.

Dans le but de l'acquisition des informations nécessaires à la compréhension du choix de l'optimisation topologique par optimisation de forme pour la prothèse mise en œuvre.

Chapitre IV

**Analyse biomécanique et
numérique d'optimisation
de forme de la prothèse**

Chapitre IV :

Analyse biomécanique et numérique d'optimisation de forme de la prothèse Prodisc-C

IV.1. Introduction

La recherche de moyens et de techniques d'optimisation reste toujours une préoccupation majeure dans l'industrie. De nombreuses équipes de recherche ont travaillé sur le développement de méthodes numériques pour résoudre des problèmes de modélisation géométrique de conception et de mise en forme.

L'optimisation de forme d'une structure mécanique consiste à rechercher, à partir d'une forme initiale, une forme idéale au regard d'un objectif précis, intrinsèque à la structure. Ce peut être la minimisation d'un poids, d'un coût, du dommage, la recherche d'une meilleure répartition des contraintes pour l'amélioration de la tenue à la fatigue ou toute autre fonction.

D'un point de vue mathématique, l'optimisation se ramène toujours au problème de la minimisation d'une fonction soumise à des limitations appelées **contraintes d'optimisation**. L'optimum est rarement l'optimum absolu car les conditions à vérifier sont difficiles à satisfaire et on devra souvent se contenter d'un compromis.

Ce chapitre a pour but de présenter une étude d'optimisation de forme des surfaces articulaires de prothèse discale Prodisc-C, afin de diminuer la contrainte maximale (von Mises). L'outil numérique dédié aux travaux d'optimisation numérique de forme est le logiciel 'Solidworks Optimisation'.

Nous pouvons réduire l'utilisation de matériaux, le poids de notre conception ou les contraintes résiduelles, en utilisant la technologie d'optimisation des formes.

Afin de diminuer la contrainte maximale (von Mises), SolidWorks Optimisation de forme permet d'optimiser notre conception sur la base de critères que nous définissons.

Pour validation, nous étudions le cas d'optimisation de forme du diamètre optimale du dôme de l'insert (noyau) afin de minimiser et de réduire la contrainte de Von-Mises.

IV.2. Rappels théoriques

IV.2.1. Loi de Hooke généralisé

Si l'on s'intéresse à un petit élément de matière subissant de petites déformations, alors sa loi de déformation est linéaire et réversible quelle que soit la sollicitation. On peut donc généraliser la loi de Hooke, en l'exprimant sous forme tensorielle ou matricielle. Les contraintes et les déformations sont définies localement par deux tenseurs d'ordre 2 et de dimension 3, le tenseur des contraintes $[\sigma]$ et le tenseur des déformations $[\varepsilon]$ (de composantes σ_{ij} et ε_{ij} respectivement, avec i et $j = 1, 2$ ou 3), symétriques tous les deux ($\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ et $\varepsilon_{ij} = \varepsilon_{ji}$).

a) Tenseur de contrainte σ_{ij}

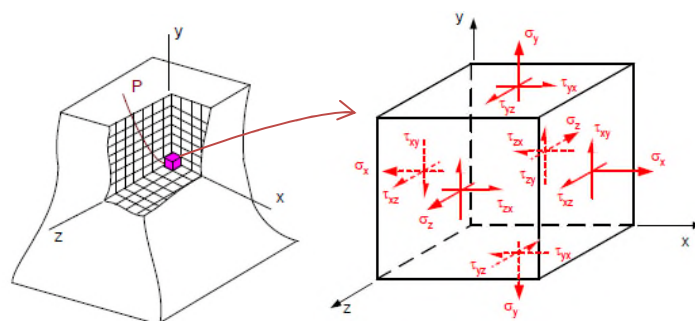


Figure IV-1: état de contrainte général

$$\sigma_{ij} = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{pmatrix}$$

Le comportement élastique du matériau est modélisé par un tenseur $[C]$ d'ordre 4 et de dimension 3 (de coefficients C_{ijkl}), de telle sorte que la relation entre contraintes et déformations s'écrit : $\sigma = [C].[\varepsilon]$ (IV.1)

a) Critères de plasticité en fonction des contraintes

Sur le tenseur des contraintes, de valeurs propres σ_1 , σ_2 et σ_3 :

$$I_1 = Tr(\sigma) = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \quad (IV.2)$$

$$J_2 = \frac{1}{2} s : s = \frac{1}{6} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \quad (IV.3)$$

$$J_3 = \det(s) = \frac{1}{3} (s.s) : s = s_1 s_2 s_3 \quad (IV.4)$$

b) Critère de Tresca: (cission maximale)

$$\max(|\sigma_1 - \sigma_2|, |\sigma_2 - \sigma_3|, |\sigma_3 - \sigma_1|) = \sigma_0 \quad (IV.5)$$

c) Critère de Von Mises (Mc)

Les propriétés mécaniques des métaux et alliages sont d'un grand intérêt puisqu'elles conditionnent non seulement les problèmes de mise en forme des matériaux mais également leur comportement en service dans des applications industrielles extrêmement diversifiées. Le choix du biomatériau d'une pièce de prothèse (implant) dépendra de propriétés biomécaniques, résistance au frottement, dureté, ductilité.

Le critère de Von Mises est utilisé pour déterminer si un matériau isotrope subit une plastification.

Le critère de non- plastification est: [93]

$$\frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]^{1/2} = \sigma_y \quad (IV.6)$$

$$\text{Ou } \sqrt{3J_2} = \sigma_y \quad (IV.7)$$

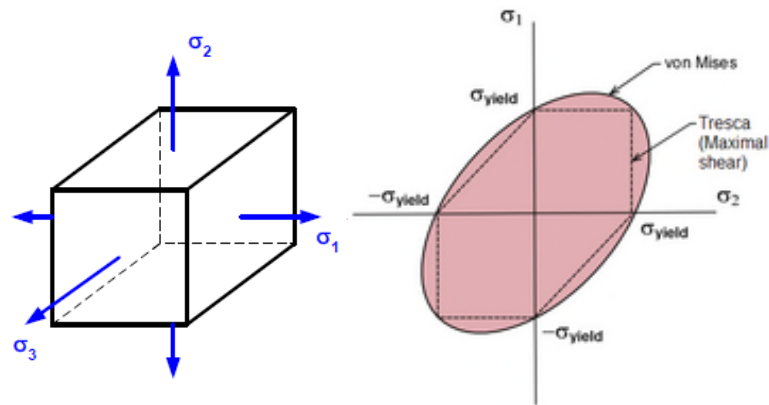


Figure IV-2: présentation schématique des critères Tresca et Von-Mises [93]

d) Critère de Mohr-Coulomb (frottement):

$$\max\left(\frac{|\sigma_1 - \sigma_2|}{2} - c + k \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2}, \frac{|\sigma_2 - \sigma_3|}{2} - c + k \frac{\sigma_2 + \sigma_3}{2}, \frac{|\sigma_3 - \sigma_1|}{2} - c + k \frac{\sigma_3 + \sigma_1}{2}\right) = 0 \quad (\text{IV.8})$$

e) Critère de Drucker-Prager (Pression):

$$\alpha(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) + \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{6}} = K \quad (\text{IV.9})$$

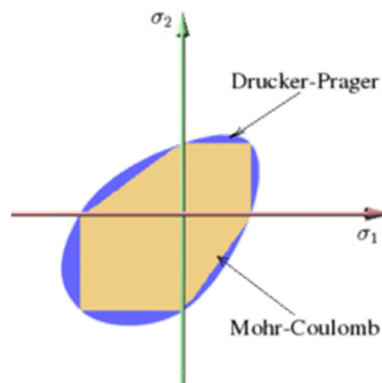


Figure IV-3 : présentation schématique des critères Mohr-Coulomb et Drucker-Prager [93]

IV.3 Les différents types de modélisation

IV.3.1 Fil de fer ou wire frame

Ce type de modèle est le premier à avoir été mis en œuvre. On ne conserve que les coordonnées X, Y, Z des sommets et des arêtes qui les joignent. Plusieurs ambiguïtés peuvent

découler de son utilisation car plusieurs interprétations d'un même modèle peuvent être faites. Il est impossible de réaliser sur ces modèles le calcul des propriétés physiques (volume, poids, centre de gravité, inertie, etc. ...) voir la figure IV-4. Son utilisation présente des avantages tels que la création, la visualisation rapide du modèle, une faible utilisation du processeur, une modification aisée des points et des arêtes et une faible capacité de mémoire [94].

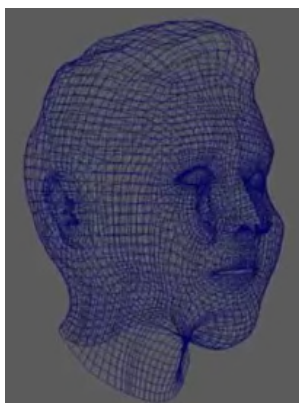


Figure IV-4: Représentation Fil de Fer.

Historiquement, c'est la première modélisation d'un objet en 3D. La géométrie est définie uniquement à l'aide d'entités géométriques de bas niveau (sommet et arête) : droites, cercles, arcs de cercle, courbes, etc. Par exemple, avec la modélisation fil de fer (Wire frame), un cube est défini uniquement par ses arêtes et les sommets qui joignent ces arêtes (Figure IV-5). La pièce n'est donc qu'imparfaitement définie puisqu'il manque la définition exacte des faces et de l'intérieur du cube. Un modèle fil de fer est bon pour la visualisation notamment dans le domaine de l'automobile. Cependant, il est ambigu et incomplet et ne garantit pas l'adressabilité spatiale (le système ne sait pas où se trouve la matière de l'objet). Dans ce cas de modélisation, il est impossible de montrer une vue isométrique en traits cachés, d'ombrer l'objet ainsi réalisé. Ce mode est surtout utilisé pour faire l'esquisse d'un objet [94].

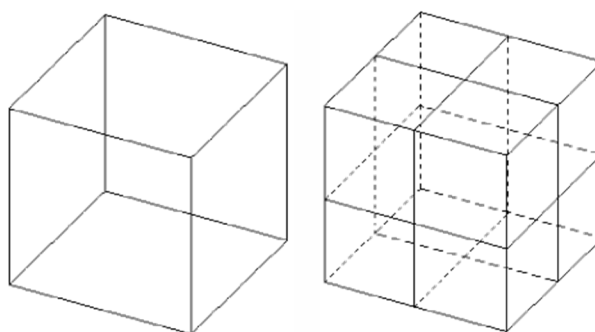


Figure IV-5: Différents modes de représentation (Modèle fil de fer, Modèle Surfaccique) d'un cube [94]

IV.3.2. Modélisation des courbes et des surfaces

IV.3.2.1. Modélisation des courbes

Pour définir une courbe, la solution la plus intuitive est de l'obliger à passer (avec une certaine tolérance) par des points dont les coordonnées sont connues. Plusieurs solutions mathématiques existent pour résoudre ce problème. La représentation de certaines courbes utilisées en aéronautique, en construction navale ou dans l'automobile, utilise des courbes d'approximation (courbe se rapprochant au mieux de ces points) ou d'interpolation (courbe passant par ces points).

IV.3.2.1.1 Courbes polynomiales

Les polynômes de haut degré peuvent décrire des courbes complexes, mais ils demandent un grand nombre de paramètres dont la signification physique est parfois difficile à maîtriser. D'autre part, les instabilités numériques augmentent avec le degré des polynômes. De ce fait, les courbes et les surfaces cubiques (degré 3 maximum dans chaque direction), ont été reconnues comme étant un bon compromis de modélisation dans la plupart des applications.

D'une manière générale, les courbes de degré maximum 2 sont appelées courbes quadratiques et les courbes de degré maximum 3 sont appelées courbes cubiques.

En 1963, Fergusson [3] a été le premier à introduire l'utilisation des courbes cubiques paramétriques dans le domaine de l'aéronautique (Boeing ©). Les segments de ces courbes paramétriques sont définis par des équations de la forme :

$$\vec{r} = \vec{r}(u) = \sum_{i=0}^n (u^i \vec{a}_i) \quad (\text{IV.10})$$

Où n est le degré de la courbe, le vecteur \mathbf{r} décrit l'ensemble des points de la courbe lorsque u varie de 0 à 1. Les vecteurs \mathbf{a}_i sont les paramètres de la courbe.

a) Courbes polynomiales de Bernstein-Bézier

En 1970 Bézier [95] a recombinaé les termes de la paramétrisation cubique de Fergusson afin que la signification physique des coefficients vecteurs soit plus apparente. Les courbes de Bernstein-Bézier de degré n ont la forme suivante :

$$\bar{r} = \bar{r}(u) = \sum_{i=0}^n B_i^n(u) \bar{r}_i \quad (\text{IV.11})$$

Où n est le degré de la courbe et les \bar{r}_i sont les vecteurs de positionnement des $(n+1)$ sommets (P_0, P_1, \dots, P_n) d'un polygone appelé polygone caractéristique généralisé.

Les polynômes $B_i^n(u) = \frac{n!}{i!(n-i)!} u^i (1-u)^{n-i}$ sont appelés polynômes de Bernstein.

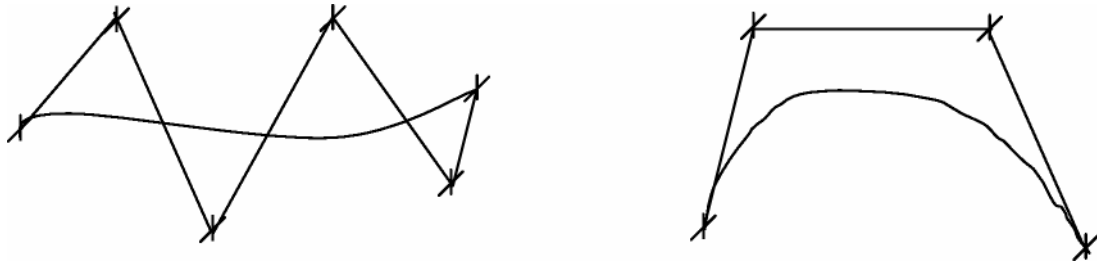


Figure IV-6: Représentation Courbes BEZIER.

b) Courbes polynomiales de B-Spline

Les courbes polynomiales segmentées (B-Spline), étudiées en 1972 par DeBoor, [96, 97] offrent l'avantage de pouvoir changer de forme localement.

Equation d'une courbe B-Spline :

$$\bar{r} = \bar{r}(u) = \sum_{i=0}^n N_i^n(u) \bar{r}_i \quad (\text{IV.12})$$

Où les polynômes N_i^n sont définis de manière récursive :

$$N_i^n(u) = \frac{u - u_{i-1}}{u_{i+n-1} - u_{i-1}} N_i^{n-1}(u) + \frac{u_{i+k} - u}{u_{i+k} - u_i} N_{i+1}^{n-1}(u) \quad (\text{IV.13})$$

$$N_i^0(u) = \begin{cases} 1 & \text{si } u_{i-1} \leq u \leq u_i \\ 0 & \text{si non} \end{cases} \quad (\text{I.14})$$

Où le vecteur de paramètres $\{u_0, u_1, \dots, u_{n-1}, u_n\}$ est le vecteur de nœuds de la courbe.

On appelle B-Spline uniformes, les courbes pour lesquelles les vecteurs de nœuds sont décrits par une suite arithmétique. A l'opposé, on appelle B-Spline non uniformes, les fonctions de

base et les courbes construites à l'aide d'un vecteur nodale où l'intervalle entre deux nœuds successifs n'est pas constant.

Avantage des courbes B-Spline :

- leur capacité descriptive,
- les propriétés d'enveloppe convexe (Les points de contrôle de la courbe se situent toujours – le contrôle local, du même côté de la courbe),
- le degré indépendant du nombre de points de contrôle,
- la définition récursive des N_i^n .

Inconvénient des courbes B-Spline :

- le nombre de paramètres (un nombre énorme de paramètres dont la signification physique est parfois difficile à déterminer).



Figure IV-7 : Représentation Courbes B-SPLINE

IV.3.3. Reconstruction des surfaces complexes à partir d'un nuage de points où une triangulation

La reconstruction des surfaces complexes est plus compliquée à celle des courbes. En effet, d'après la littérature et les théories des surfaces complexes (NURBS), la reconstruction nécessite une grille de points, d'interpolation où de contrôle, organisé dans l'espace (Figure IV-8). La surface reconstruite doit interpoler les points de la triangulation (un nuage de points interconnectés par des segments). Plusieurs recherches sont faites sur la reconstruction des courbes et surfaces approximatives à partir d'un nuage de points. Kruth [98] et Yin [99] ont

développé une méthode de reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de points (dans la plupart des cas structuré) issu d'une machine à commande numérique.

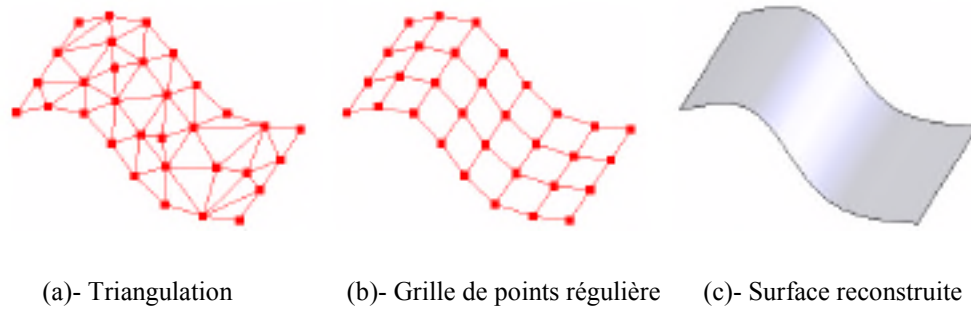


Figure IV-8: Reconstruction d'une surface à partir d'un nuage de points

Dans le même contexte, d'autres travaux ont développé de nouvelles techniques de paramétrisation des courbes et surfaces NURBS (Piegl) [100] (Jung) [101] à partir d'un nuage de points (Figure IV-9) cela à fin de modifier la courbe de la surface à certains endroits.

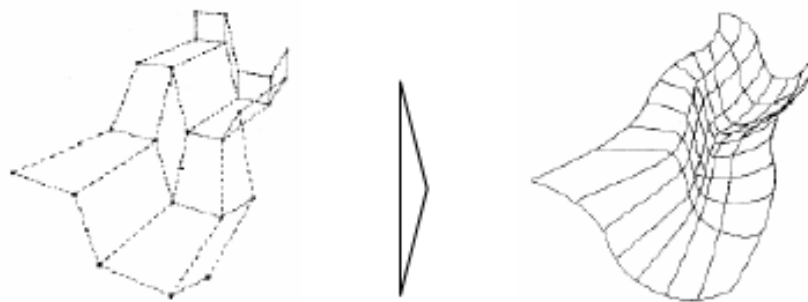


Figure IV-9 : Reconstruction d'une surface NURBS

Un autre exemple concernant la construction de surfaces complexes B-Spline surface à partir de nuage de points dans le domaine de la biomécanique la (Figure IV-10) montre la reconstruction des surfaces complexes à partir d'un nuage de points :

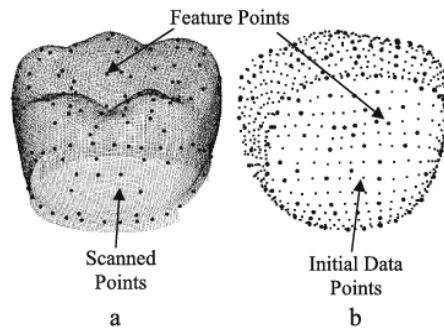


Figure IV-10: (a) scanner des points de la dent ; (b) obtention du nuage de points de la dent

La (Figure IV-11) montre le maillage et l'obtention du model 3D.

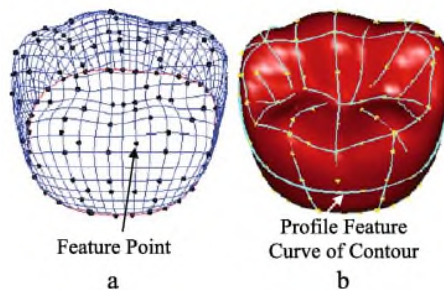


Figure IV-11: (a) maillage du profil de la prothèse dent;
(b) profil de la courbe génératrice sur la prothèse de la dent.

IV.3.4. Utilisation de la modélisation volumique

Les années 70 ont été caractérisées par de nombreux travaux relatifs à l'approche volumique. C'est la technique de représentation d'un objet la plus utilisée. Ainsi les modeleurs volumiques ou solides peuvent calculer les propriétés mécaniques, réaliser des vérifications de collision, fournir les vues complètes ou en coupe de pièces, avec élimination des lignes cachées. (Figure IV-12).



Figure IV-12: Représentation volumique

Les principales techniques de modélisation utilisées en volumique sont :

- L'approche CSG (CONSTRUCTIVE SOLID GEOMETRIC),
- L'approche B-REP (BOUNDARY REPRESENTATION),
- L'approche Facettée ou Polydrale.

Le solide se caractérise par son aspect homogène 3D, ses limites (le solide occupe un espace fini) et ses frontières qui définissent un intérieur et un extérieur au volume. Les principaux modèles de solide sont : la représentation par occupation spatiale, la représentation par les frontières, la représentation CSG, la représentation hybride [94].

IV.3.4.1 Modélisation par occupation spatiale

L'objet est représenté par un ensemble de cellules occupées par le volume de l'objet dans l'espace. Celles-ci peuvent être des volumes quelconques, mais l'usage de cubes de taille fixe est très fréquent (Figure IV-13). Ces cubes appelés voxels sont des petits éléments de volume discrétisés. Ils sont localisés le plus souvent par les coordonnées d'un point 3D. Un objet est représenté par un tableau de triplets (x, y, z) appelé tableau spatial, habituellement ordonné et dont l'arbre correspond à l'ordre de construction de l'objet. Cette approche est simple à mettre en œuvre. Elle facilite le calcul des propriétés physiques d'un objet et la mise en œuvre des opérations booléennes (union, intersection et différence). Elle reste invariante en translation, mais ne l'est pas en rotation. Le principal inconvénient de la modélisation par occupation spatiale est qu'elle ne donne qu'une approximation plus ou moins grossière de l'objet, selon le niveau de résolution choisi, dont dépend également l'encombrement de mémoire [94].

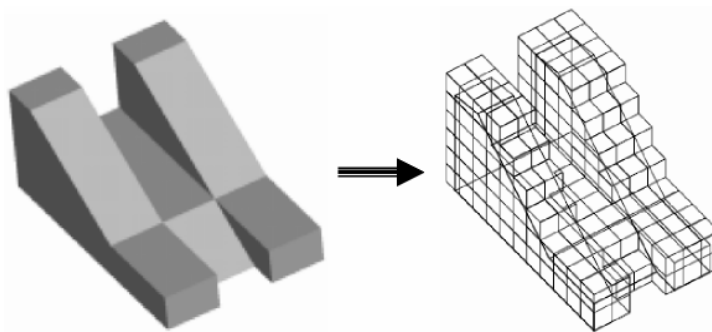


Figure IV-13: Modélisation par occupation spatiale

La modélisation volumique (3D) en bio-conception '(Bio-CAD) model' reconstruit à partir d'un scanner médical CT est devenue ces dernières années une issue de beaucoup de recherche. Il est particulièrement important en engineering biomédical. L'imagerie médicale

et la technologie de fabrication de forme libre a la capacité de créer des modèles anatomiques qu'on veut diagnostiquer.

Une méthode effective pour la reconstruction 3D des modèles biomécaniques d'une vertèbre lombaire (Figure IV-14) humaine à partir de nuage de points tirés de séquence d'image de scanner (CT) est présentée basée sur l'interpolation de carreaux de B-spline.

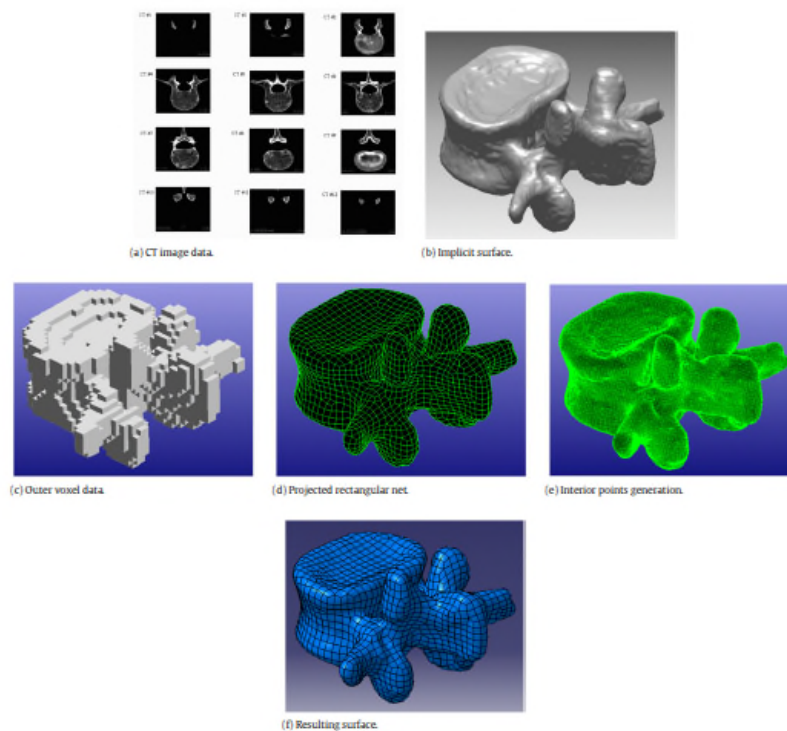


Figure IV-14: Reconstruction d'une vertèbre de la colonne vertébrale par B-spline surface
 (a) CT image data, (b) surface implicite, (c) discrétisation des données en voxels,
 (d) projection du rectangle net, (e) visualisation à l'intérieur des points générés, (f) résultat par lissage de surfaces B-spline. [94].

IV.4 Synthèse des travaux sur l'optimisation de forme

F. Klocke et al (2016) [102], ils ont fait une optimisation de forme numérique par le logiciel TOSCA d'une interaction pièce-outil-machine au moyen de couplage FEM / BEM. La procédure d'optimisation de forme numérique de la géométrie de l'outil de forgeage à froid permet une réduction et une homogénéisation des contraintes de charge de l'outil. Cette procédure considère l'interaction pièce-outil-machine au moyen de couplage FEM / BEM. Le couplage nécessite des modifications pour assurer une intégration précise dans le logiciel d'optimisation de forme TOSCA. La distribution résultante du nodal des déplacements et des changements de géométrie de l'outil sont discutés et analysés. De plus, la validation numérique

des résultats au moyen de la simulation mécanique de la géométrie optimisée avec le modèle FEM / BEM étendu est donnée. La répartition équivalente des contraintes à la fin de l'extrusion latérale dans l'outil est présentée (Figure IV-15) [102].

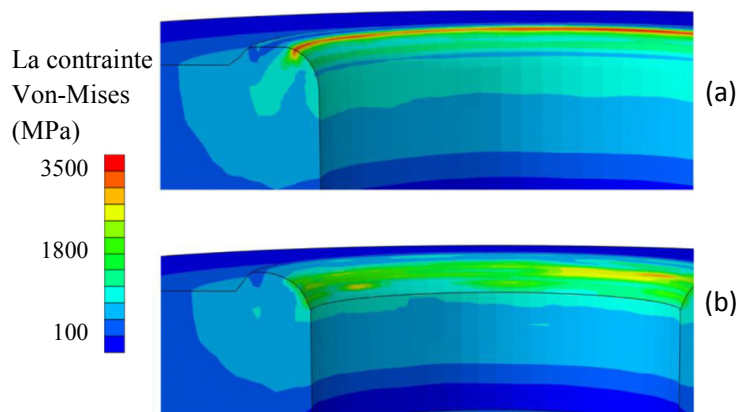


Figure IV-15: Comparaison de la répartition des contraintes Von-Mises dans la matrice inférieure entre (a) la géométrie initiale et (b) optimisée [102]

La forme numérique d'optimisation conduit à la valeur de contrainte maximale équivalente réduction sur l'épaule de la presse sur 856 MPa, correspondant baisse de 24,3% en pourcentage par rapport à la géométrie initiale. L'approche pour la compensation de la charge écarts de pièce induits, impliquant l'optimisation décrite procédure, est également présentée.

Inès P et al (2017) [103], qui ont fait une étude d'optimisation de forme d'un réacteur, en utilisant MATLAB et ANSYS pour améliorer sa performance, La nouvelle application d'optimisation de forme décrite dans leur document a pour objectif principal la conception d'un réacteur en compensant les limites du système réactionnel en modifiant la configuration du réacteur. La recherche aléatoire était la méthode d'optimisation choisie pour transformer la configuration initiale du réacteur en une optimale.

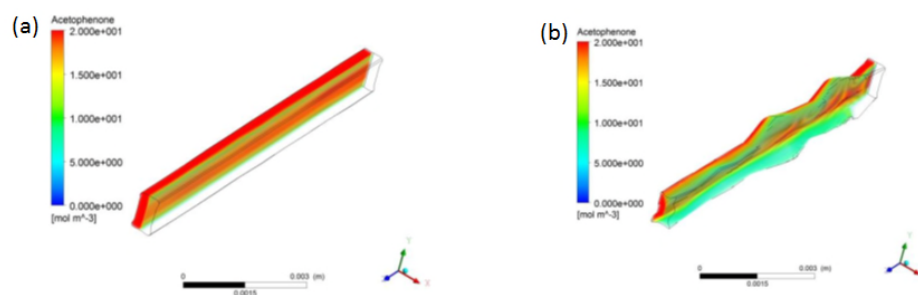


Figure IV-16: Concentration d'acétophénone le long du chenal pour la phase (a) initiale et (b) finale configurations [103]

Leur étude de cas présentée ici étudie l'impact d'une modification de la forme du microréacteur mélange actif de deux courants parallèles (l'un contenant une enzyme, l'acétophénone et l'autre les substrats, isopropylamine) et par conséquent son influence sur la réaction rendement. Par rapport à la configuration initiale du réacteur, l'optimisation de la forme a entraîné des changements des surfaces des parois du microréacteur conduisant à une amélioration de 8,4 fois du rendement du réacteur. Cette optimisation innovante offre également la possibilité d'obtenir de nouvelles structures pouvant être testées expérimentalement [103].

Riadh BAHLOUL (2005) [104]. Qui a fait une optimisation de forme d'une attache de ceinture de sécurité en utilisant le logiciel ABAQUS il a appliqué la méthode des plans d'expériences. Les paramètres utilisés sont purement géométriques. Ce sont les rayons $R1$, $r2$ et $R3$ qui varient dans des intervalles bien définis (figure IV-17). Le plan d'expériences choisi permet de déterminer une réponse calculée, en l'occurrence le maximum de la contrainte de Von-Mises ou le maximum du dommage de Lemaître, en fonction des paramètres de l'étude. Les limites de variation des paramètres limitent son étude aux valeurs retenues (Figure IV-3)

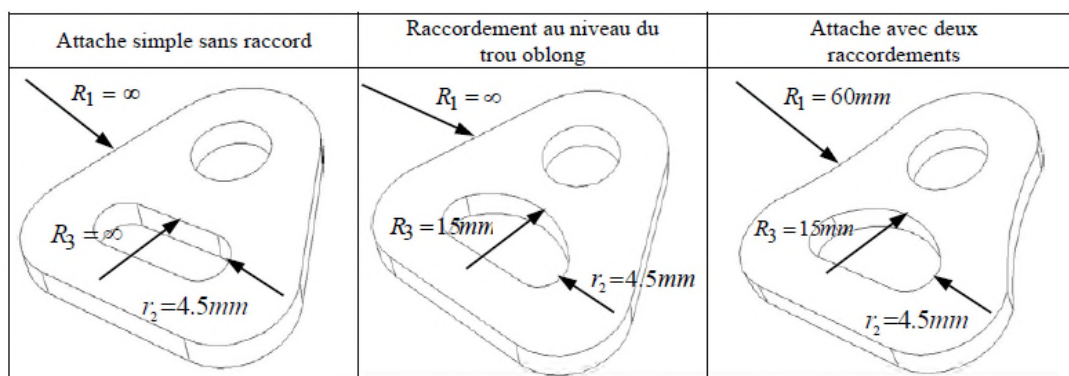


Figure IV-17: Représentation des paramètres géométriques [104]

Dans les 3 cas des formes précédents, on constate que les valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von-Mises et les valeurs d'endommagement sont presque égales et qu'elles sont localisées aux extrémités du trou oblong (figure IV-18). Dans cette région de l'attache, cela met en évidence l'influence du rayon $r2$ de l'arrondi sur l'évolution de la contrainte maximale engendrée par une diminution de matière dans la section chargée [104].

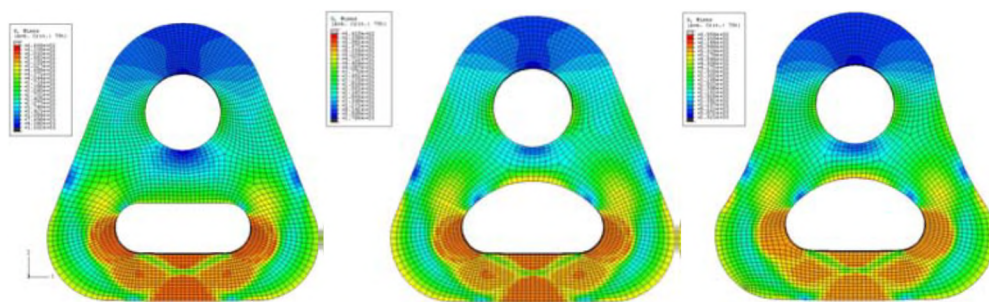


Figure IV-18: Le contour de contrainte de Von-Mises sur les trois formes [104]

IV.5. Optimisation de forme de prothèse Prodisc-C

IV.5.1. Description géométrique et fonctionnelle

La prothèse discale cervical Prodisc-C (Synthes, West Chester, PA) a été développée à partir de la conception de la prothèse discale lombaire Prodisc-L. Prodisc-C se compose de deux plateaux d'extrémité métalliques en alliage de cobalt (CoCrMo) avec des quilles à fentes sur chaque plateau pour assurer une fixation osseuse initiale et un revêtement poreux de titane obtenu par pulvérisation de plasma de titane pour la croissance osseuse (ostéointégration).

La surface articulaire est une conception à rotule (ball and socket) pour simplifier et simuler la biofonctionnalité du disque intervertébral biologique [105, 106], avec un insert en forme de dôme convexe en polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE attaché au plateau d'extrémité inférieure et s'articule avec la surface concave de plateau supérieure (figure IV-19).

Cette conception permet une rotation sur les trois axes, avec une contrainte de translation. Le centre de rotation est fixe [107]. Cette prothèse assure une restauration physiologique cinématique des segments cervicaux vertébraux procurant +/-10° de flexion/extension, +/-10° d'inclinaison latéral et aucune limite pour la rotation axial [108]. Il y a six tailles d'implant, pour une couverture optimale des corps vertébraux: M, MD, L, LD, XL, XLD, avec trois hauteurs (5, 6 et 7 mm) sont proposées pour l'ajustement de l'implant sur le disque de chaque patient commercialement selon la théorie [109]. Dans cette étude nous avons choisi la taille L (14 × 17mm), avec un rayon de dôme $R = 5$ mm [110]. Nous avons

construit et développé en trois dimensions la prothèse discale cervicale ProDisc-C en utilisant le logiciel SolidWorks.

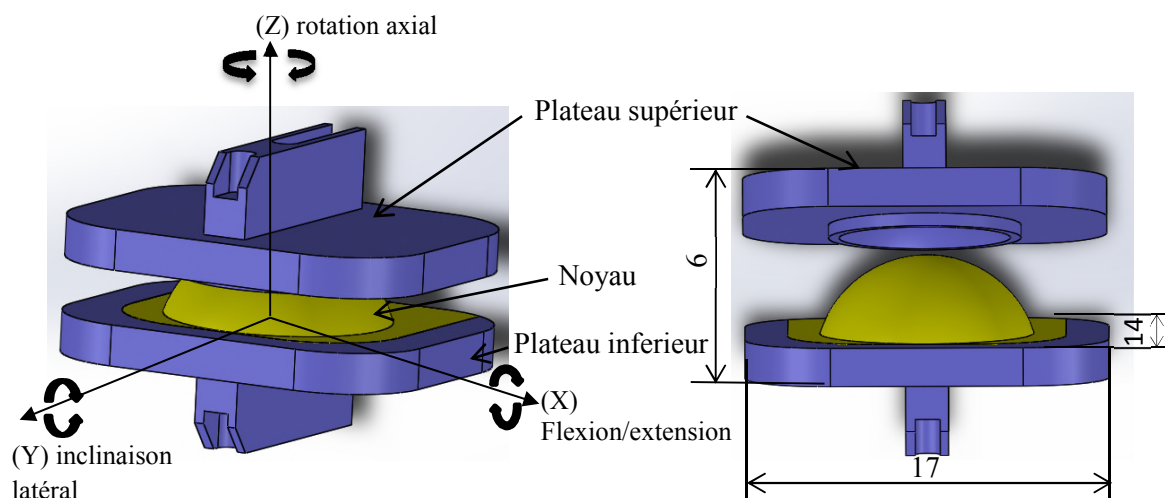


Figure IV-19: Description géométrique et fonctionnelle de la prothèse discale cervicale ProDisc-C

IV.5.2. Déroulement de l'étude

Pour observer le comportement biomécanique, deux études statiques ont été appliquées pour trouver la contrainte équivalente (von Mises) sur les composants de la prothèse. Première étude les plateaux métalliques sont en alliage de cobalt (CoCrMo), et dans la deuxième étude, les plateaux métalliques sont en alliage de titane (Ti6Al4V), et pour les deux études, le noyau reste en polyéthylène (UHMWPE). Le module de Young et le coefficient de Poisson des matériaux utilisés sont illustrés dans le tableau IV-1.

Tableau IV-1: Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés dans la simulation [110]

Matériaux	module de Young E (MPa)	coefficient de poisson ν
CoCrMo	220000	0.32
Ti6Al4 V	114000	0.35
UHMWPE	1000	0.49

IV.5.3. Conditions aux limites et chargement

A l'état d'équilibre (statique) $\sum M = 0$

$$W \times 0,025 - F_m \times 0,05 + R \times 0 = 0$$

$F_m = 25$, $W + F_m$ s'applique sur DIV, donc $R = W + F_m = 75$ N

Et en cas de mouvement (dynamique), ou il y a une rotation autour de o on a

$$\sum M = I \cdot \alpha$$

I : moment d'inertie

A : accélération angulaire

$$W \times 0,025 - F_m \times 0,05 = 0,035 \times 1,8$$

$$\text{donc } R = 73,7 \text{ N}$$

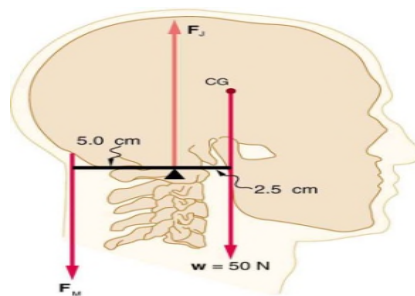


Figure IV-20: Efforts supportés par le rachis cervical

Pour localiser la concentration des contraintes de Von-Mises et les minimiser, nous avons appliqué ces conditions aux limites; Le plateau métallique inférieur a été totalement fixé. Par le calcul de l'anthropométrie et le levier cinématique inter-support la charge suivante de 73.6N [111-112] a été appliquée au plateau supérieur métallique (Figure IV-6) [213] simulant les forces musculaires et le poids de la tête, de sorte que la colonne cervicale est le soutien des deux charges. Pour vérifier que cette prothèse supporte plus de force, nous avons appliqué la force de 150 N, soit le double de la valeur précédente de Sanghita Bhattacharya et al [114].

Les interactions de glissement entre le noyau en (UHMWPE) et le plateau métallique supérieur ont été simulés comme une interaction de glissement «contact dur» avec un coefficient de frottement de 0,2 à interface [113].

Tous les composants de la prothèse de rachis cervical Prodisc-C sont maillés avec des éléments standard de maille, tétraèdre de type éléments (C3D4) avec maillage fin de 13964 éléments et 23015 nœuds pour analyser les contraintes (figure IV-20).

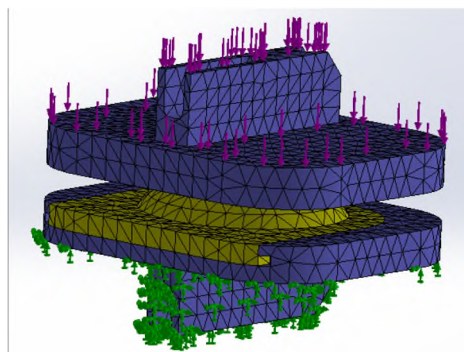


Figure IV-21: les conditions aux limites et chargement appliqué sur la prothèse cervicale ProDisc-C.

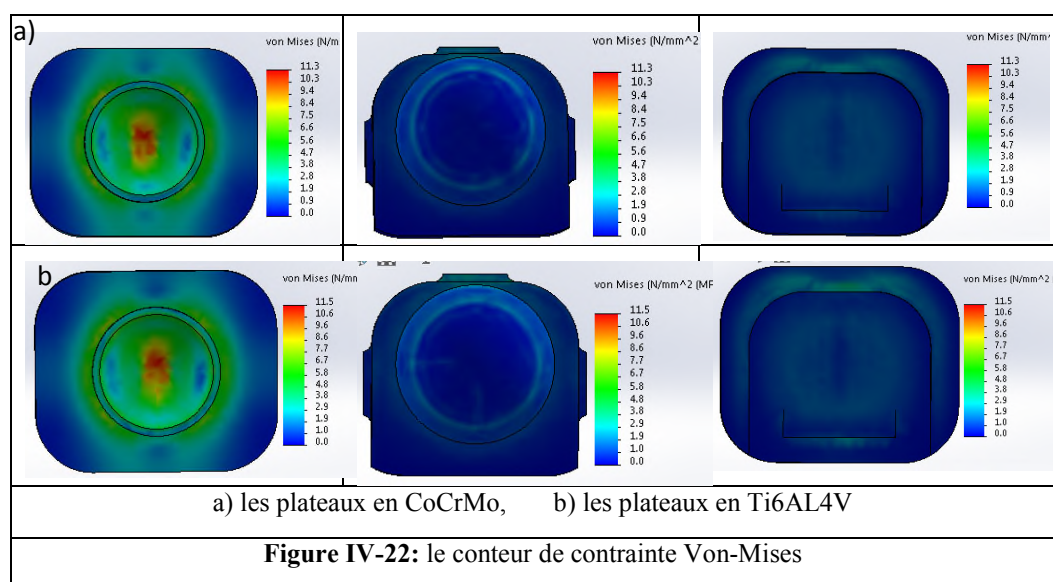
IV.5.4. résultats avant l'optimisation

Les premiers résultats de la simulation de prothèse en trois positions de flexion sont illustrés dans le tableau IV-2.

Tableau IV-2: Les premiers résultats de simulation

La contrainte de Von-Mises (MPa)						
Positions	0°		6°		8°	
	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V
Sous la force 73.6N	11.3	11.5	10.9	11	11.1	10.9

Nous avons remarqué que la contrainte maximale de Von-Mises est concentrée le long du bord périphérique du noyau comme ils indiquent Sanghita Bhattacharya et al [114], et Zhong Jun Mo et al [110], et au sommet du dôme concave dans le plateau supérieur (Figure IV-7 a et b). Nous avons trouvé les résultats suivants: La contrainte max (von-Mises) de la prothèse en alliage de cobalt est de 11,3 MPa et de 11,5 MPa pour la prothèse en alliage de titane (Figure IV-21).



Pour minimiser la contrainte de Von-Mises, une étude d'optimisation de forme numérique a été utilisée avec le logiciel SolidWorks.

IV.5.5. Optimisation du modèle

IV.5.5.1. Formulation du problème d'optimisation

Dans la vie de tous les jours, nous sommes fréquemment confrontés à des problèmes d'optimisation plus ou moins complexes. Nous définissons ensuite une fonction objective $f(x)$ dépendante des variables x design (également appelée fonction de fonction de coût ou de profit) qui cherche à optimiser (Minimiser ou maximiser) par rapport aux variables (ou degrés de liberté) impliquées dans un espace délimité ou pas dans un nombre de contraintes d'égalité $g_i(x) = 0$ ou d'inégalité $h_j(x) \leq 0$. Il s'ensuit que la forme générale du problème d'optimisation peut être posée comme suit:

$$\text{Minimize } f(x), x \in \mathbb{R}^n \quad (\text{IV.15})$$

Sous les contrainte:

$$h_j(x) \leq 0 \quad j = 1, \dots, m \quad (\text{IV.16})$$

$$g_i(x) = 0 \quad i = 1, \dots, k$$

avec

$$x_i^{\text{inf}} \leq x_i \leq x_i^{\text{sup}} \quad i = 1, \dots, n \quad (\text{IV.17})$$

n les dernières inégalités traduisent la variation des bornes x_i^{inf} et x_i^{sup} n variables x_i composantes du vecteur x .

La solution du problème d'optimisation est donnée par un ensemble x auquel la fonction objectif a une valeur minimale, à l'intérieur des contraintes d'égalité, d'inégalité et de champ [104].

$f(x)$: fonction objectif, minimiser la contrainte Von-Mises:

$$\min F_{\text{obj}} = \min F(\sigma_{\text{von}}) = \min F(\sigma_{\text{von}}(d, e, h)) \quad (\text{IV.18})$$

$h_j(x)$: les contraintes d'inégalité sont le diamètre des deux surfaces d'articulation $10.5 \leq d \leq 12 \text{ mm}$, l'épaisseur de plateau supérieure $1.8 \text{ mm} \leq e \leq 2 \text{ mm}$, et la hauteur de la prothèse $5.6 \text{ mm} \leq h \leq 6.6 \text{ mm}$.

Nous avons remarqué que la contrainte maximale de von-Mises se concentrait le long du bord périphérique du noyau polyéthylène (dôme) et la surface d'articulation concave de plateau d'extrémité métallique supérieure.

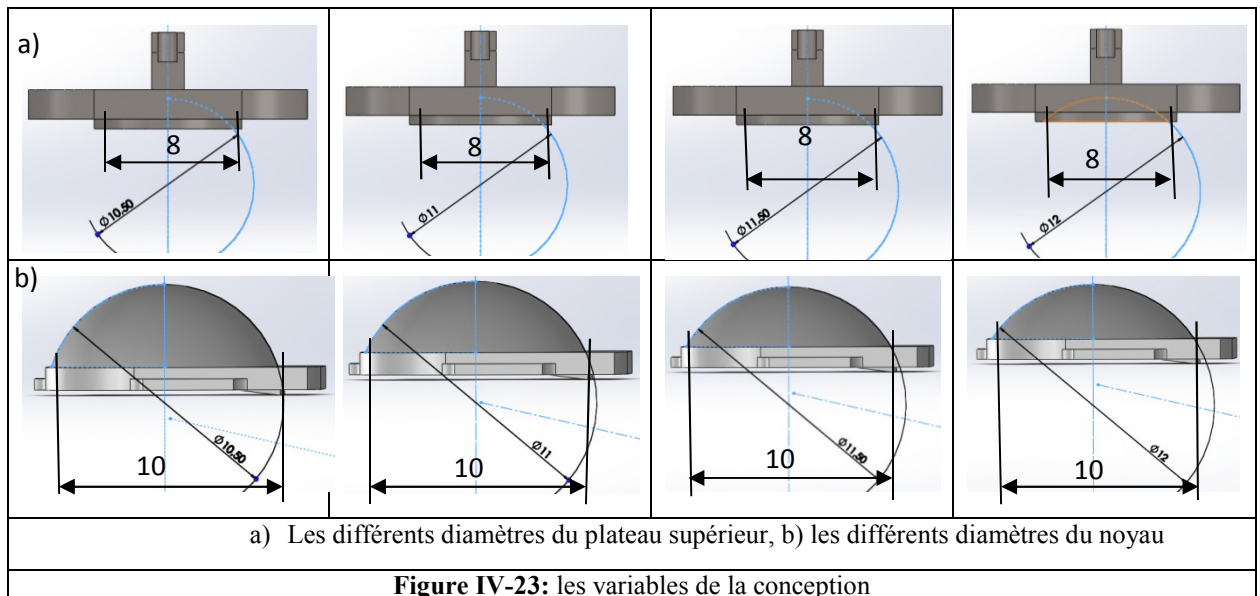
Afin de diminuer la contrainte maximale (von Mises), SolidWorks permet d'optimiser notre conception sur la base de critères que nous avons définis, nous pouvons réduire l'utilisation de matériaux ou le poids de notre conception en utilisant la technologie d'optimisation des formes. L'objectif de notre étude était de définir le diamètre du dôme de l'insert (noyau) pour l'assemblage d'une prothèse discale en vue de réduire la contrainte de

Von-Mises. Cette pièce est le point de connexion entre les plateaux métalliques supérieure et inférieure de la prothèse et assure la mobilité de la prothèse. Par conséquent, nous assurons l'exhaustivité de la conception pour déterminer les critères d'optimisation.

Nous procéderons à une étude statique selon le plan d'étude, après avoir appliqué l'étude statique. Les résultats de l'analyse illustrent la déformation des pièces et l'influence de la charge sur la conception, nous notons que la concentration des contraintes est sur le plateau d'extrémité supérieure et le long du bord périphérique du noyau en polyéthylène. Nous pouvons alors déterminer la contrainte maximale (Von-Mises). Nous définissons les variables de conception lors de la sélection des dimensions dans le modèle, telles que l'épaisseur de plateau supérieure $e = (1.8, 1.9, 2 \text{ mm})$ et le diamètre des deux surfaces d'articulation (dôme convexe et concave), $d = (10.5, 11, 11.5, 12 \text{ mm})$ (figure IV-22), et indique les valeurs limites et discrètes.

Nous avons appliqué les contraintes, nous limitons la hauteur de la prothèse entre 5,6 à 6,6 mm, puis nous avons défini l'objectif, qui est de réduire la contrainte (Von-Mises). Après avoir défini tous les paramètres, nous avons lancé l'analyse d'optimisation.

Une fois l'analyse terminée, nous pouvons visualiser les résultats d'optimisation, de la conception initiale à la conception finale.



Nous avons étudié la prothèse en trois positions (figure IV-9) et sous deux charges différentes.

La première position, la prothèse n'est pas en flexion 0° , les plateaux métalliques sont parallèles et dans deux cas, le premier cas les plateaux métalliques sont en alliage de cobalt (CoCrMo), le second cas, les plateaux métalliques sont en alliage de titane (Ti6Al4V).

La deuxième position, la prothèse est fléchie en flexion de 6° le plateau supérieure est inclinée de 6° par rapport au plateau inférieure et avec les deux cas comme la première position (le premier cas les plateaux métalliques sont en CoCrMo, le second cas les plateaux métalliques sont en Ti6AL4).

La troisième position, la prothèse est en flexion de 8° le plateau supérieure est inclinée de 8° par rapport au plateau inférieure et dans deux cas (le premier cas les plateaux métalliques sont en CoCrMo, le second cas les plateaux métalliques sont en Ti6AL4) (Figure IV-23).

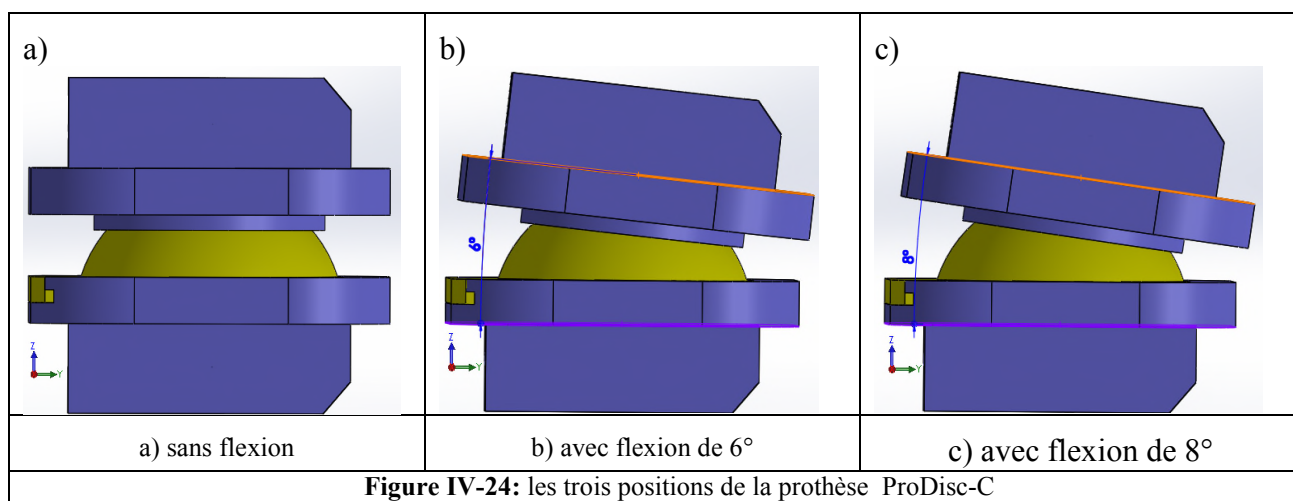


Figure IV-24: les trois positions de la prothèse ProDisc-C

IV.5.6. Résultats après l'optimisation

a) Partie 1: les résultats sous la force de 73,6 N

Après l'analyse d'optimisation, nous avons trouvé 12 scénarios pour chaque cas (tableau IV-3). Le premier scénario le diamètre des surfaces articulaires $d=10.5$ mm l'épaisseur de plateau supérieure $e=1.8$ mm et la contrainte maximale Von-Mises est 11.3 MPa

Le deuxième scénario $d=11$ mm, $e=1.8$ mm et la contrainte maximale Von-Mises est de 10.6 MPa.

Ainsi, le modèle optimal de cet étude nous donne le minimum de stress de Von Mises=9.1 MPa est le dixième scénario avec $d=11\text{mm}$ et $e=2\text{mm}$ (tableau IV-3)

Tableau IV-3: sous la force de 73.6N

Les variables de conception	La contrainte maximale de Von-Mises (MPa) de prothèse en position de 0° de flexion		La contrainte maximale de prothèse en (MPa)			
			avec 6° de flexion		avec 8° de flexion	
	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V
$d=10.5/e=1.8$	11.3	11.5	10.9	11	11.1	10.9
$d=11/e=1.8$	10.6	10.5	10.7	10.7	10.7	10.6
$d=11.5/e=1.8$	10.3	10.3	9.3	9.3	9.5	9.4
$d=12/e=1.8$	9.7	9.7	9.3	9.3	9.4	9.4
$d=10.5/e=1.9$	10.6	10.5	10.5	10.4	11.2	11.0
$d=11/e=1.9$	10.1	10.1	9.9	9.9	10.1	10.0
$d=11.5/e=1.9$	9.4	9.4	9.0	9.1	9.1	9.1
$d=12/e=1.9$	10.0	10.0	9.0	9.1	9.2	9.2
$d=10.5/e=2$	10.1	10.0	9.8	9.7	9.9	9.8
$d=11/e=2$	9.1	9.1	8.9	8.9	9.3	9.2
$d=11.5/e=2$	9.2	9.2	8.9	8.9	9.5	9.6
$d=12/e=2$	9.3	9.3	9.1	9.2	9.0	9.0

IV.5.7. Discussion

Nous avons fait la simulation d'optimisation dans un ordinateur TOSHIBA; le processeur est Intel (R) Core™ i5, 2.40GHz, avec une RAM de 4.00 Go, dont la durée de simulation de chaque cas est de 25 min.

L'objectif de cette étude est de trouver le diamètre optimal des surfaces articulaires et l'épaisseur optimale de plateau supérieure, qui donnent la valeur basse de contrainte Von-Mises.

Nous avons noté dans notre étude que la concentration de la contrainte Von-Mises est sur les facettes articulaires (les surface d'appui) les facettes qui sont en contact: noyau polymère (dôme) et la surface articulaire concave du plateau supérieure métallique, nous avons remarqué dans l'étude de Sanghita Bhattacharya et al (Figure IV-24) [114, 115] que les

contours de contrainte Von-Mises et l'usure sont les mêmes, si nous réduisons la contrainte Von-Mises, nous améliorons la biofonctionnalité et la biomécanique de mouvement de cette prothèse par rapport aux modèles existants [110, 113], donc on réduit l'usure qui est un problème majeur des prothèses, et on se rapproche du modèle réel [116].

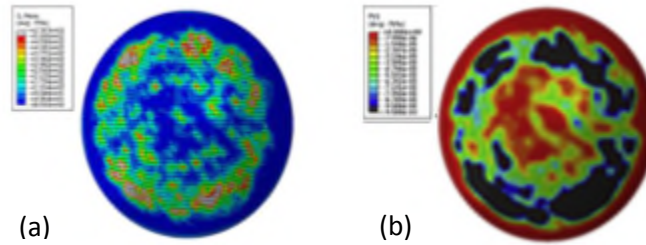


Figure IV-25: les contours de simulation (a) contrainte Von-Mises, (b) l'usure linéaire [114]

Après l'étude d'optimisation de forme, nous avons trouvé 12 scénarios présentant les résultats de l'étude d'optimisation de chaque cas et de chaque position.

La figure IV-25 illustre le scénario initial et le scénario optimal sur les travaux d'analyse d'optimisation de forme.

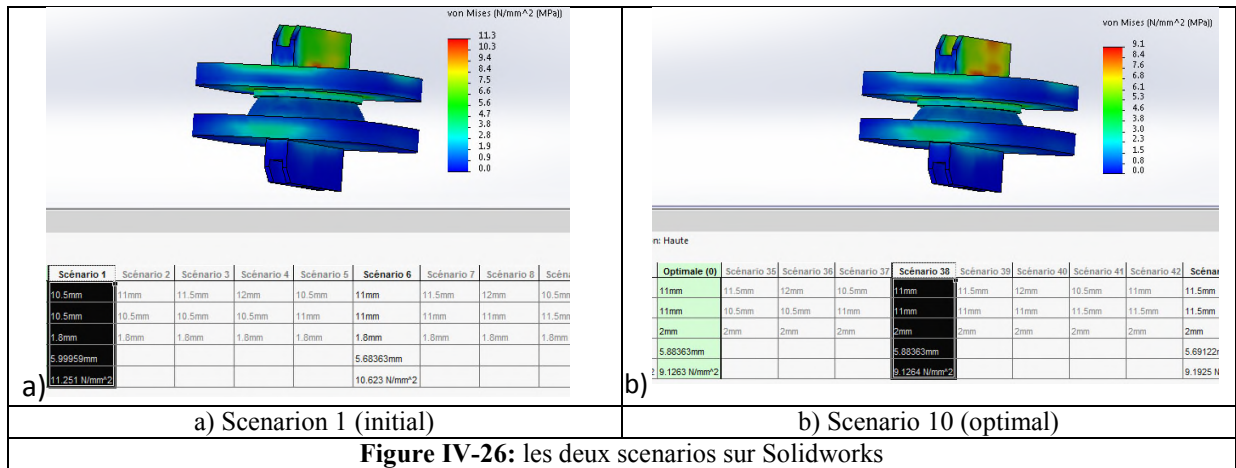


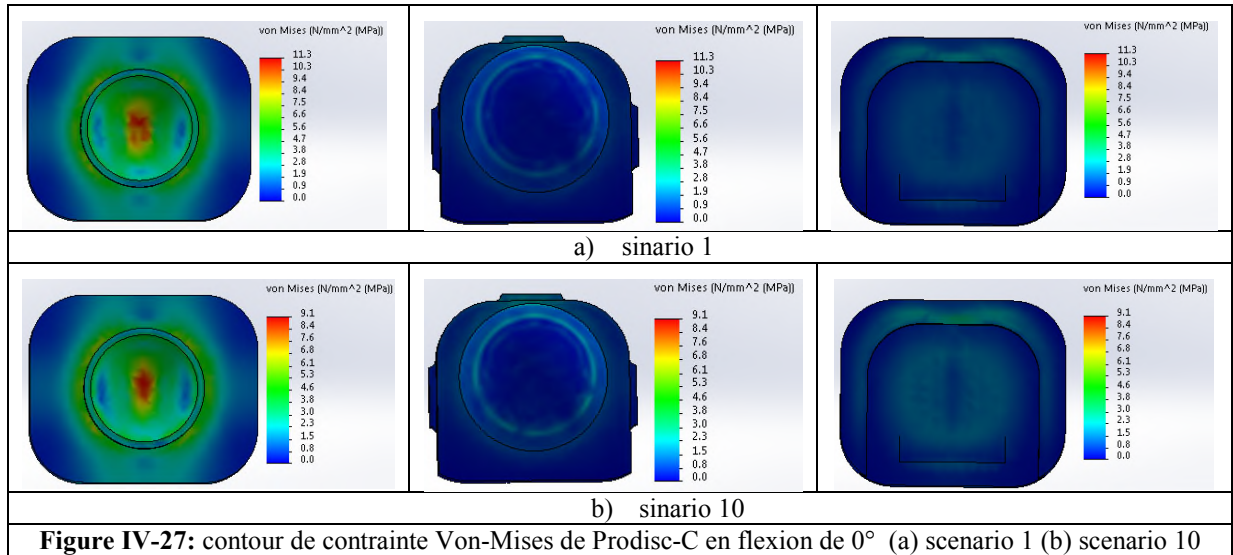
Figure IV-26: les deux scénarios sur Solidworks

Dans (figure IV-25 a) le premier scénario ou le diamètre des surfaces articulaires $d=10,5$ mm et l'épaisseur du plateau supérieur $e=1,8$ mm.

Dans (figure IV-25 b) le dixième scénario (optimal) avec le diamètre des surfaces articulaires $d=11$ mm et l'épaisseur de la plaque supérieur $e=2$ mm.

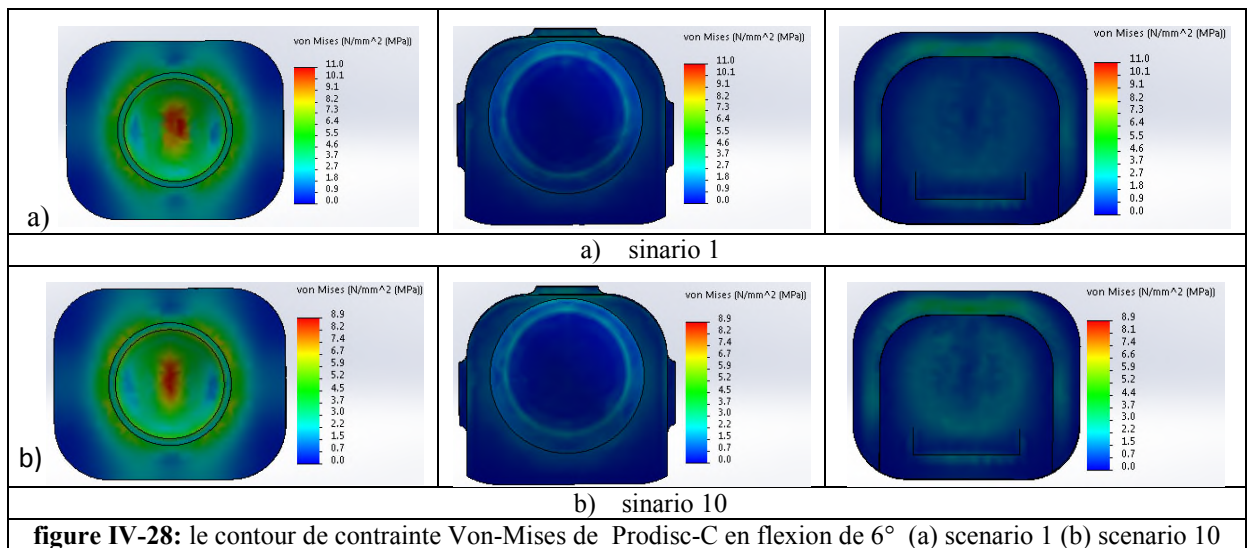
(Figure IV-26) montre le contour de contrainte Von-Mises sur les trois composants de la prothèse Prodisc-C, nous avons remarqué que la contrainte maximale de Von-Mises est concentrée le long du bord périphérique du noyau, et au sommet du dôme concave dans tous les scénarios, ils indiquent Sanghita Bhattacharya et al [114], et Zhong Mo Mo et al [110],

et comme ils indiquent Joel A. Bauman et al [117] que la ProDisc-C a un centre de rotation fixe qui peut contraindre le mouvement segmentaire et pourrait forcer les articulations des facettes, mais après l'optimisation de forme, la concentration de contrainte de Von-Mises a diminué avec une valeur faible de 9,1 MPa pour le dixième scénario.



La figure IV-27 montre le contour de contrainte Von-Mises sur les trois composants de la prothèse Prodisc-C en position de flexion de 6°.

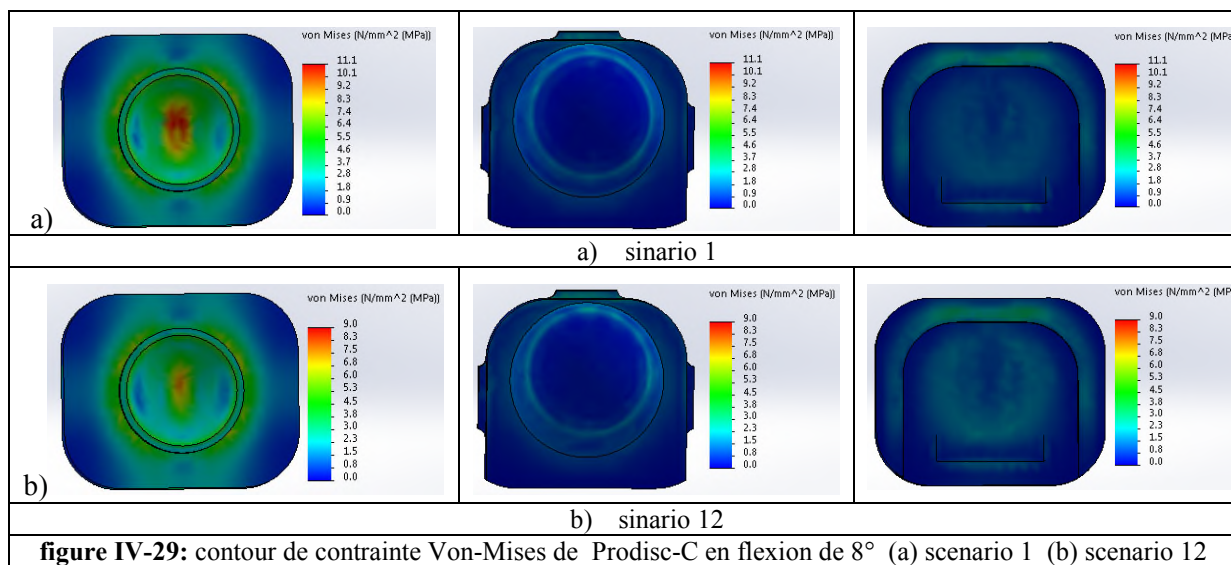
(Figure IV-27 a) présente le premier scénario où la contrainte Von-Mises est 11MPa et (figure IV-27 b) présente le dixième scénario qui est la forme optimale de la prothèse Prodisc-C où la contrainte Von-Mises est 8,9 MPa.



La figure IV-28 présente le contour de contrainte Von-Mises sur les trois composants de la prothèse Prodisc-C en position de flexion de 8°.

(figure IV-28 a) présente le premier scénario où la contrainte de Von-Mises est de 11,1 MPa et le diamètre des surfaces articulaires $d=10,5$ mm et l'épaisseur de la plaque supérieure $e=1,8$ mm

(figure IV-28 b) présente le douzième scénario qui est la forme optimale de la prothèse Prodisc-C où la contrainte de Von-Mises est de 9 MPa et le diamètre des surfaces articulaires $d=12$ mm et l'épaisseur du plateau supérieur $e=2$ mm.



(Figure IV-29) présente deux histogrammes, (figure IV-29 a) présente la contrainte Von-Mises de Prodisc-C dont les plateaux métalliques sont en alliage de cobalt CoCrMo des 12 scénarios avec les trois positions 0°, 6° et 8°, où nous avons noté que le diamètre optimal et l'épaisseur optimale qui nous donne le moins de contrainte Von-Mises est $d=11$ mm et $e=2$ mm, sauf en position de flexion de 8° que le diamètre optimal $d=12$ mm. Il y a cependant un semblant de translation selon le rayon de courbure du noyau, plus ce diamètre augmente et plus la translation augmente au détriment de la rotation [118].

(figure IV-29 b) présente la contrainte Von-Mises de Prodisc-C dont les plateaux métalliques sont en l'alliage de titane Ti6AL4V des 12 scénarios avec les trois positions 0°, 6° et 8°, et nous avons remarqué qu'il n'y a pas de grande différence dans les résultats entre la prothèse en alliage de cobalt et la prothèse en alliage de titane.

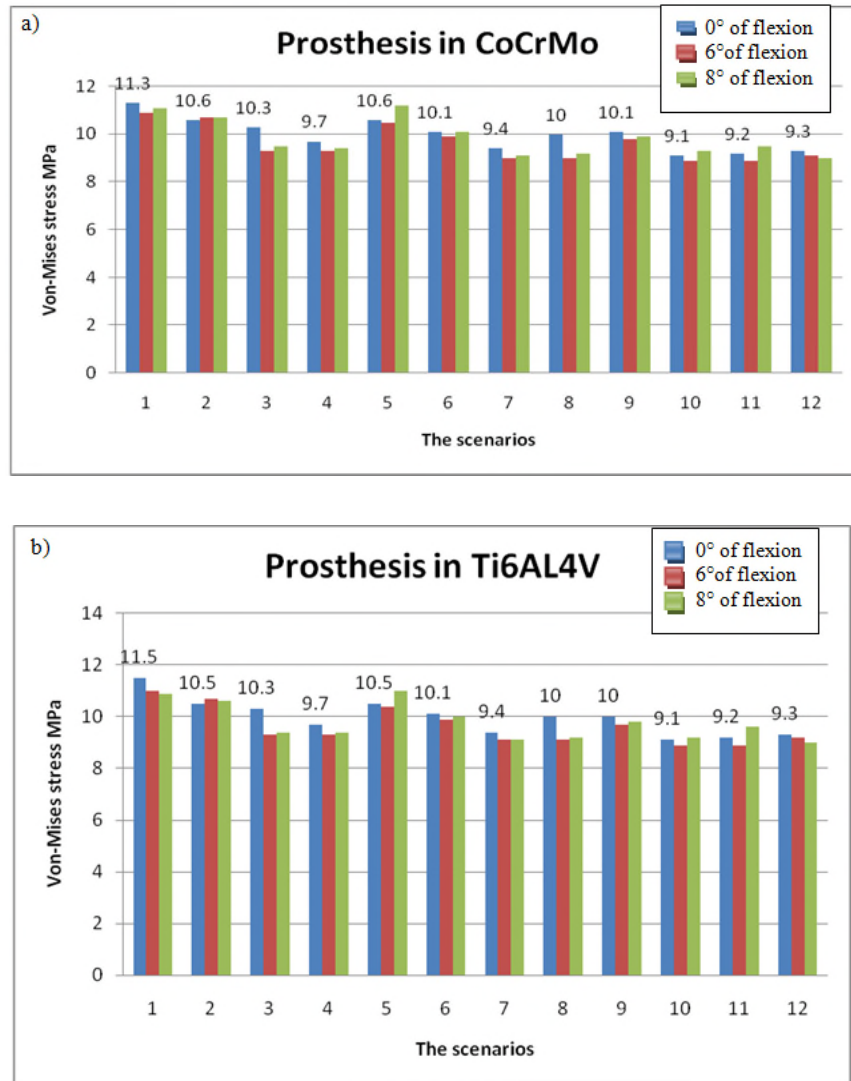


Figure IV-30 : contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 73.6N, prothèse série 1 avec 0° de flexion, prothèse série 2 avec 6° de flexion, prothèse série 3 avec 8° de flexion

c) **Partie 2**: les résultats sous la force de 150 N

Tableau IV-4: Sous la force de 150N

Les variables de conception	La contrainte maximale de Von-Mises (MPa) de prothèse en position de 0° de flexion		La contrainte maximale de prothèse en (MPa)			
			Avec flexion de 6°		Avec flexion de 8°	
	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V	CoCrMo	Ti6AL4V
d=10.5/e=1.8	22.5	22.2	22.4	22.2	22.5	22.3
d=11/e=1.8	21.7	21.4	21.9	21.7	21.9	21.7
d=11.5/e=1.8	21.0	20.7	19.1	18.9	19.3	19.2
d=12/e=1.8	19.7	19.5	19.0	19.0	19.1	19.1
d=10.5/e=1.9	21.6	21.2	21.5	21.3	22.7	22.5
d=11/e=1.9	20.6	20.4	20.2	20.1	20.5	20.4
d=11.5/e=1.9	19.1	18.9	18.4	18.5	18.5	18.5
d=12/e=1.9	20.4	20.2	18.5	18.6	18.8	18.8
d=10.5/e=2	20.6	20.2	20.0	19.8	20.2	20.0
d=11/e=2	18.6	18.5	18.2	18.0	19.0	18.8
d=11.5/e=2	18.7	18.5	18.0	18.1	19.4	19.5
d=12/e=2	18.9	18.8	18.6	18.7	18.4	18.5

(Figure IV-30 a) présente la contrainte de Von-Mises de Prodisc-C où les plateaux métalliques sont en CoCrMo de 12 scénarios sous une force de 150 N. Dans un histogramme qui illustre la forme optimale, cela nous donne la plus faible valeur de la contrainte de Von-Mises. Nous avons remarqué que le dixième scénario qui présente la valeur faible de Von-Mises et la forme optimale en position de 0° et 6°, mais en position de 8° la forme optimale est en douzième scénario.

(Figure IV-30 b) présente la contrainte de Von-Mises de Prodisc-C où les plateaux métalliques sont en Ti6AL4V sous une force de 150N.

Dans un histogramme, cela illustre les douze scénarios d'optimisation de forme, où il a été noté que la forme optimale est dans le dixième scénario pour la position 0° et 6°, et le douzième scénario pour la position 8°.

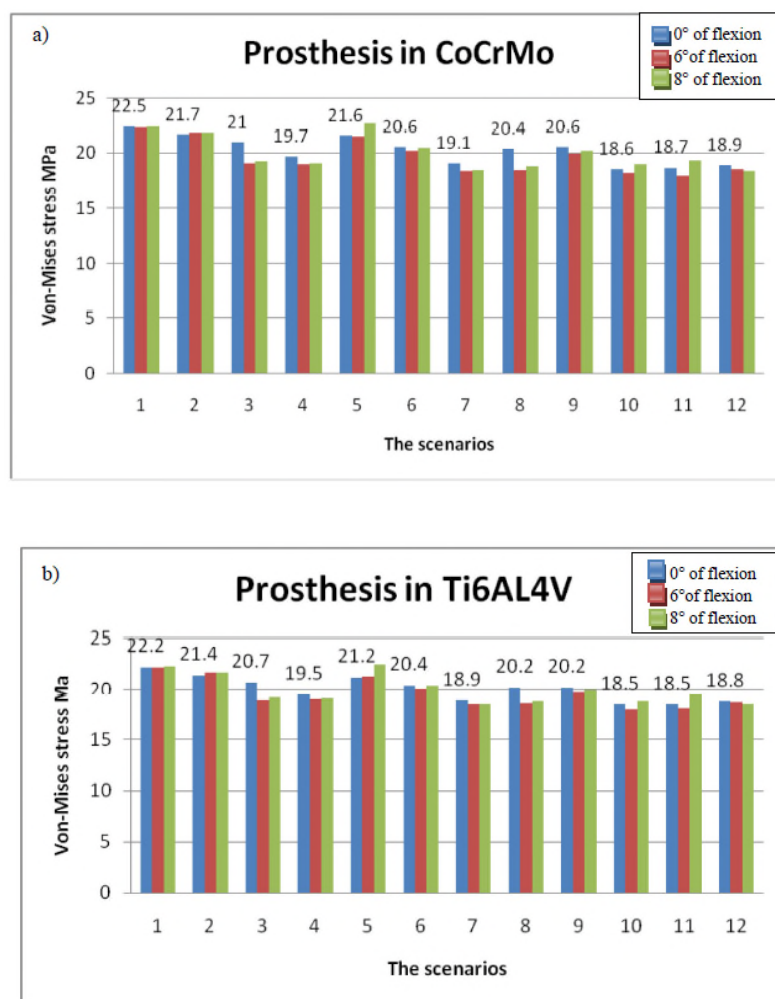


Figure IV-31: contrainte max Von-Mises de chaque scénario sous charge de 150N, prothèse série 1 à 0 ° de flexion, prothèse série 2 à 6 ° de flexion, prothèse série 3 à 8 ° de flexion.

Selon Sudeep Taksali et al [105] qui ont dit que l'articulation métal sur polyéthylène, comme celle vue avec Prodisc, et la prothèse Bryan, ce type d'articulation donne plus de débris d'usure [116] en particulier aux jeunes patients, Comme nous l'avons noté dans notre étude, la contrainte maximale de Von-Mises est concentrée le long du bord périphérique du noyau, et au sommet du dôme concave dans le plateau supérieure, et que la réduction directe de ce dernier contribue à réduire le frottement et l'usure, c'est ce qui nous encourage pour l'utiliser dans des cas réels et cliniques

IV.6. Conclusion

Cette étude a démontré que l'optimisation de la forme a permis de minimiser la valeur de contrainte équivalente sur les deux surfaces articulaires (concave et convexe) de 11,3 MPa à 9,1 MPa correspondant à une diminution en pourcentage de 19,4% de la géométrie originale.

Après l'analyse avec l'optimisation de forme, nous obtenons le diamètre optimal des surfaces articulaires (concave et convexe) $d = 11$ mm avec l'épaisseur de plateau supérieure $e = 2$ mm pour les deux cas (les plateaux métalliques en CoCrMo ou Ti6AL4V) et sous les deux forces 73.6 N, et 150 N, et pour les deux positions 0° et 6° .

Pour la position de 8° le diamètre optimal est de $d = 12$ mm avec l'épaisseur de plateau supérieure $e = 2$ mm.

Enfin, cette étude a démontré que la prothèse discale cervical ProDisc-C, avec une configuration optimale pourrait être largement appliquée dans la pratique clinique.

Conclusion générale

Conclusion générale et Perspectives

Conclusion générale

L'étude du comportement optimale dynamique sous contraintes par approche numérique sous le logiciel SolidWorks est un axe de recherche très liée à celle des méthodes numériques d'optimisations évolutionnaires et de modélisation en éléments finis.

Cette étude, nous a permis de tirer les observations suivantes :

- On note que le rachis est responsable de la mobilité (cervicale, dorsale et lombaire), de la souplesse (vertèbres, disques intervertébraux, ligaments et muscles) et du comportement biomécanique.

Durant les activités journalières peuvent surgir des concentrations des contraintes au niveau des disques intervertébraux. Ces phénomènes provoquent l'usure progressive du disque intervertébral ce qui engendre une maladie appelée : *Discopathie Dégénérative*. Et afin de remédier à ce problème médical, une opération chirurgicale est souvent nécessaire, celle-ci consiste à remplacer le disque intervertébral dégénéré par une prothèse discale en maintenant la mobilité.

- La description générale des trois catégories des prothèses discales (contrainte, semi contrainte et non contrainte) est proche de la cinématique du disque intervertébral biologique. On remarque que ces trois catégories de prothèses possèdent un problème de frottement et d'usure au niveau des facettes articulaires, et pour minimiser ce phénomène une proposition de l'optimisation de forme pour résoudre la forme optimale qui réduit la concentration des contraintes au niveau de ces facettes articulaires.

- l'application de l'optimisation de forme sur la prothèse discale cervicale *Prodisc-C*, a conclu que l'utilisation de cette approche a permis de minimiser la valeur de la contrainte équivalente sur les deux surfaces articulaires (concave et convexe) de 11,3 MPa à 9,1 MPa correspondant à une diminution en pourcentage de 19,4 % de la géométrie originale. Les résultats obtenus avec l'application de l'optimisation de forme, conduit à obtenir le diamètre optimal pour un dôme de ($\Phi = 11$ mm) avec l'épaisseur de la plaque supérieure ($e = 2$ mm) pour les deux cas (les plaques métalliques en CoCrMo ou Ti6AL4V) et sous les deux forces (73.6 N et 150 N), et pour les deux positions (0° et 6°).

Pour la position de (8°) le diamètre optimal du dôme est de ($\Phi=12$ mm) avec l'épaisseur de la plaque supérieure ($e = 2$ mm).

- Enfin, cette étude a démontré que l'arthroplastie du disque cervical ProDisc-C, avec une configuration optimale pourrait être largement appliquée dans la pratique clinique.

Enfin, notre objectif a été pleinement atteint. Toutefois, cette thèse ne prétend pas être complète pour résoudre tous les problèmes d'analyse des instabilités du type du rachis cervical, du rachis lombaire et du disque intervertébral.

Perspectives

Pour améliorer le travail présenté et le rendre plus fructueux, il est recommandé d'approfondir davantage les thèmes concernant en général la colonne vertébrale et ses composantes.

- Amélioration de la mobilité de la prothèse.
- Utilisation des biomatériaux à mémoire de forme.
- Implémentation des méthodes d'optimisations évolutionnaires sous le logiciel Solidworks
- Analyse et étude de la performance de la prothèse biomimétique.
- Implémentation des lois de comportement Visco-elasto-plastique sous le logiciel d'analyse Abaqus

Références:

- [1] Marjorie Etienne. *Modélisation du disque intervertébral*. Aix-marseille universite. P 1-13
- [2] Klaus Günzel. *Caractéristique mécanique multidirectionnelle de la colonne cervicale humaine*. Université de Strasbourg P 11-27
- [3] Narjes Momeni Shahraki. *Finite Element Modeling and Damage Evaluation of Annulus Fibrosus*. The University of Toledo. December 2014. P 1-5
- [4] Thomas Mosnier. *Contribution à l'analyse biomécanique et à l'évaluation des implants rachidiens*. Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur. P 15-18
- [5] Celina A. Pezowicz, et al. *Intralamellar relationships within the collagenous architecture of the annulus fibrosus imaged in its fully hydrated state*. J. Anat. (2005) 207, pp299–312
- [6] Cédric Barrey. *Evaluation biomécanique d'une prothèse discale cervicale. Analyses in vitro et in vivo*. École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur. P 8-76
- [7] George Youssef, Cesar Lopez, J. Michael Kabo. *Composite mechanics of the multilayer structure of the annulus fibrosus*. ISSN 2456-219X, Volume 1 Issue 5, Page 126-134 Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics
- [8] Michael A. Adams, Peter J. Roughley, *What is Intervertebral Disc Degeneration, and What Causes It?*. SPINE Volume 31, Number 18, pp 2151–2161 -2006, Lippincott Williams & Wilkins, Inc.
- [9] Céline Lansade. *Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo*. Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur. N°: 2009 ENAM 0014
- [10] Sabina Marcovschi champain. *Correlations entre les paramètres biomécaniques du rachis et les indices cliniques pour l'analyse quantitative des pathologies du rachis lombaire et de leur traitement chirurgical*. Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur. N°: 2008-ENAM-0024
- [11] William R. Sears, Fracs, Peter F. McCombe, Fracs, and Rick C. Sasso. *Kinematics of cervical and lumbar total disc replacement*. Semin Spine Surg 18:117-129 - 2006 Elsevier Inc.
- [12] Nikhil Kulkarni, *Effects of Implant Design Parameters on Cervical Disc Arthroplasty Performance and Sagittal Balance - A Finite Element Investigation*, the University of Toledo August 2010 P71-84. 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.
- [13] Manohar M. Panjabi, DTech, Joseph J. Crisco, Anita Vasavada, Takenori Oda, Jacek Cholewicki, PhD, Kimio Nibu, and Eon Shin. *Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load–Displacement Curves*. Spine Volume 26, Number 24, pp 2692–2700

- [14] Lavaste F. *Biomécanique du rachis*. In : Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférences d'enseignement 1997. Paris : Expansion Scientifique Publications ; 1997.
- [15] Marc-Antoine Rousseau. *Arthroplastie discale cervicale moyens d'évaluation et analyse biomécanique*. Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur. N°: 2007 - enam – 0020
- [16] Bruno Watier. *Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo*. L'école nationale supérieure d'arts et métiers. N° d'ordre : 97-31 P91-93
- [17] Cédric Barrey. Sophie Campana. Sylvain Persohn. Gilles Perrin. Wafa Skalli. *Cervical disc prosthesis versus arthrodesis using one-level, hybrid and two-level constructs: an in vitro investigation*. Eur Spine J (2012) 21:432–442. DOI 10.1007/s00586-011-1974-4
- [18] Sung Kyu Ha. *Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3–C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc*. Medical Engineering & Physics 28 (2006) 534–541
- [19] Fabio Galbusera, Chiara M. Bellini, Manuela T. Raimondi, Maurizio Fornari, Roberto Assietti. *Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis*. Medical Engineering & Physics 30 (2008) 1127–1133
- [20] M. Haghpanahi, M. Javadi. *A three dimensional parametric model of whole lower cervical spine (C3–C7) under flexion, extension, torsion and lateral bending*. Scientia Iranica B (2012) 19 (1), 142–150
- [21] Jason B. Fice, Duane S. Cronin. *Investigation of whiplash injuries in the upper cervical spine using a detailed neck model*. Journal of Biomechanics 45 (2012) 1098–1102
- [22] Yann Philippe Charles. *Influence d'un implant facettaire auxiliaire sur la biomécanique du rachis lombaire*. École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur. 2012-ENAM-0032 P11-13
- [23] Anton E. Dmitriev, MSc, Norman W. Gill, DSc, Timothy R. Kuklo, Michael K. Rosner, MD. *Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on the operative- and adjacent-level kinematics and intradiscal pressures: an in vitro human cadaveric assessment*. The Spine Journal 8 (2008) 918–925
- [24] Bryan W. Cunningham, MSc. *Basic scientific considerations in total disc arthroplasty*. The Spine Journal 4 (2004) 219S–230S
- [25] Jonathan N. Grauer, Ashok Biyani, Ahmad Faizan, Ali Kiapour, MSb Koichi Sairyo, Alex Ivanov, Nabil A. Ebraheim, Tushar Ch. Patel, Vijay K. Goel. *Biomechanics of two-level Charité' artificial disc placement in comparison to fusion plus single-level disc placement combination*. The Spine Journal 6 (2006) 659–666
- [26] Gilbert versier. *biomécanique du rachis*. service de chirurgie Orthopédique Hia Begin 94160 St-Mandé L'iconographie est notamment issue des ouvrages de Mr Netter et Kapandji 2008

- [27] Luc Bousson. *Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical. Comparaison entre sujets asymptomatiques et pathologiques*. Université clude bernard - Lyon 1. N° d'ordre 230-2008 P 59-63
- [28] J. Bandet. *Étude biomécanique de la liaison tête-thorax*. Bulletin n° 28. Décembre 1971
- [29] Nachemson AL. *Disc pressure measurements*. Spine 1981;6:93-97.
- [30] Schultz A, Andersson G, Ortengren R, et al. Loads on the lumbar spine. *Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals*. J Bone Joint Surg Am 1982;64:713-720
- [31] Lecomte Yves. *La prothèse de disque lombaire où en sommes-nous en 2010* Service de Chirurgie Orthopédique Clinique de l'Espérance CHC-Liège.
- [32] Zhenxiang Zhang, Lei Jiao, Wei Zhu, Yaqing Du, Wenjie Zhang. *Comparison of Bryan versus ProDisc-C total disk replacement as treatment for single-level cervical symptomatic degenerative disk disease*. Arch Orthop Trauma Surg (2015) 135:305–311
- [33] Sudeep Taksali, MDa, Jonathan N, Grauer, MDa, Alexander R. Vaccaro, MDB. *Material considerations for intervertebral disc replacement implants*. The Spine Journal 4 (2004) 231S–238S
- [34] J.-M. Vital, L Boissière. *Total disc replacement*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 100 (2014) S1–S14
- [35] P. Boutin et D. Blanquaert, *Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche*, Cahier d'enseignement de la SOFCOT, 10, p 27-44, Paris, 1979.
- [36] Steven M, Kurtz, PhD, Jeffrey M. *The Latest Lessons Learned From Retrieval Analyses of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene, Metal-on-Metal, and Alternative Bearing Total Disc Replacements*. Semin Spine Surg 24:57-70 - 2012 Elsevier Inc. All rights reserved
- [37] Jean Christophe Cursolle. *La prothèse discale lombaire. Résultats cliniques et radiologiques d'une série de 124 patients*. Université Bordeaux 2 - victor segalen u.f.r. des sciences médicales. P 13-14
- [38] William R, Sears, FRACS, Peter F. McCombe, FRACS, and Rick C. Sasso. *Kinematics of Cervical and Lumbar Total Disc Replacement*. Semin Spine Surg 18:117-129 - 2006 Elsevier Inc.
- [39] F. Lavaste. *Biomechanics of total disc replacements*. 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés 134-145
- [40] Cédric Barrey. *Evaluation biomécanique d'une prothese discale cervicale. Analyses in vitro et in vivo*. École doctorale n° 432: Sciences des Métiers de l'ingénieur. 2010-ENAM-0009. P 36-38
- [41] Matthew D. Alvin, E. Emily Abbott, Daniel Lubelski, Benjamin Kuhns, Amy S. Nowacki, Michael P. Steinmetz, Edward C. Benzel, , Thomas E. Mroz, *Cervical arthroplasty: a critical review of the literature*. The Spine Journal 14 (2014) 2231–2245

- [42] Parshia Moghadas n, AzizaMahomed,DavidW.L.Hukins,DuncanE.T.Shepherd. *Friction in metal-on-metal total disc arthroplasty: Effect of ball radius*. Journal of Biomechanics 45 (2012) 504–509
- [43] Hallett H. Mathews, Jean-Charles LeHuec, Tai Friesem, Thomas Zdeblick, Lukas Eisermann. *Design rationale and biomechanics of Maverick Total Disc arthroplasty with early clinical results*. The Spine Journal 4 (2004) 268S–275S
- [44] Serkan Erkan, Yamil Rivera, Chunhui Wu, Amir A. Mehbod, Ensor E. Transfeldt. *Biomechanical comparison of a two-level Maverick disc replacement with a hybrid one-level disc replacement and one-level anterior lumbar interbody fusion*. The Spine Journal 9 (2009) 830–835
- [45] à l'adresse www.synthes.com/lit. DePuy Synthes Spine, une filiale de Synthes GmbH. 2014 Tous droits réservés 026.000.432 AC DSEM/SPN/0814/0171b 09/14
- [46] Bruce V. Darden, II. *ProDisc-C Cervical Disk Arthroplasty*. Semin Spine Surg 24:8-13 - 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.7
- [47] luc bousson, Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervicale. *Comparaison entre sujet asymptomatiques et pathologiques*. université clude bernard-lyon 1 N° d'ordre 230-2008. P 61-63
- [48] McAfee PC, Fedder IL, Saiedy S, Shucosky EM, Cunningham BW. *Experimental design of total disc replacement: experience with a prospective randomized study of the SB Charite*. Spine 2003; 28(20):S153–62.
- [49] Link HD. *History, design and biomechanics of the Link sb Charité artificial disc*. Eur Spine J 2002; 11:S98–S105.
- [50] Richard D. Guyer, Paul C. McAfee, Stephen H. Hochschuler, Scott L. Blumenthal, Ira L. Fedder, Donna D. Ohnmeiss, Bryan W. Cunningham. *Prospective randomized study of the Charite' artificial disc: data from two investigational centers*. The Spine Journal 4 (2004) 252S–259S
- [51] Bryan W. Cunningham, Anton E. Dmitriev, Nianbin Hu, and Paul C. McAfee. *General Principles of Total Disc Replacement Arthroplasty Seventeen Cases in a Nonhuman Primate Mode*. Spine Volume 28, Number 20S, pp S118–S124
- [52] Cunningham BW, Gordon JD, Dmitriev AE et al. *Biomechanical evaluation of total disc replacement arthroplasty: an in vitro human cadaveric model*. Spine 2003; 28(20S): S110-S117.
- [53] Paul A. Anderson, effrey P. Rouleau, Vincent E. Bryan, and Cathy S. Carlson. *Wear Analysis of the Bryan Cervical Disc Prosthesis*. SPINE Volume 28, Number 20S, pp S186–S194
- [54] Jan Goffin, Frank Van Calenbergh, Johannes van Loon, Adrian Casey, Pierre Kehr, Klaus Liebig, Bengt Lind, Carlo Logroscino, Rosella Sgrambiglia, and Vincent Pointillart. *Intermediate Follow-up After Treatment of Degenerative Disc Disease With the Bryan Cervical Disc Prosthesis: Single-Level and Bi-Level*. SPINE Volume 28, Number 24, pp 2673–2678

- [55] Carl Lauryssen, Domagoj Coric, Thomas Dimmig, David Musante, Donna D. Ohnmeiss, Harrison A. Stubbs. *Cervical total disc replacement using a novel compressible prosthesis: Results from a prospective Food and Drug Administration–regulated feasibility study with 24-month follow-up*. *International Journal of Spine Surgery* 6 (2012) 71–77
- [56] Sanghita Bhattacharya, Second Vijay K. Goel. *Wear Outcomes of a Metal on Metal Disc Arthroplasty – A Computational Model*. *International Journal of Mechanics and Applications* 2013, 3(5A): 13-21
- [57] Steven M. Kurtz et al. *The Latest Lessons Learned from Retrieval Analyses of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene, Metal-on-Metal, and Alternative Bearing Total Disc Replacements*. *Semin Spine Surg* 24:57-70- 2012 Elsevier Inc.
- [58] Jongh, H. Basson, C. Scheffer. *Predictive modelling of cervical disc implant wear*. *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 3177–3183
- [59] Sanghita Bhattacharya, BS, Vijay K. Goel, PhD, Xia Liu, Ali Kiapour, Hassan A. Serhan. *Models that incorporate spinal structures predict better wear performance of cervical artificial discs*. *The Spine Journal* 11 (2011) 766–776
- [60] Mohammad Hodaei and Kambiz Farhang. *Connection of surface roughness to hysteresis loss in spine Implants*. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. Vol.10, No.2, 2015
- [61] Song Wang, FeiWang, Zhenhua Liao, Qingliang Wang , Yuhong Liu, Weiqiang Liu. *Study on torsional fretting wear behavior of a ball-on-socket contact configuration simulating an artificial cervical disk*. *Materials Science and Engineering C* 55 (2015) 22–33
- [62] Song Wang. JunzheLu. ZhenhuaLiao. PingfaFeng. WeiqiangLiu. *Could Ti6Al4V be alternative as a bearing surface articulated with polymer in artificial cervicaldisc?.* *Biosurface and Biotribology* (2017)82–95
- [63] Anup Anil Gandhi. *Biomechanical analysis of the cervical spine following total disc arthroplasty: an experimental and finite element investigation*. University of Iowa, 2012. <http://ir.uiowa.edu/etd/3296>. P29
- [64] Zhong Jun Mo, Yan Bin Zhao, Li Zhen Wang, Yu Sun, Ming Zhang, Yu Bo Fan. *Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surroundingsoft tissue*. *Eur Spine J* (2014) 23:613–621
- [65] Fabio Galbusera, Chiara M. Bellini, Manuela T. Raimondi, Maurizio Fornari, Roberto Assietti. *Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis*. *Medical Engineering & Physics* 30 (2008) 1127–1133
- [66] Marc-Antoine Rousseau, Sébastien Laporte, Thierry Dufour, Jean-Paul Steib, Jean-Yves Lazennec, Wafa Skalli. *Three-dimensional assessment of the intervertebral kinematics after Mobi-C total disc replacement at the cervical spine in vivo using the EOS stereoradiography system*. *SAS Journal* 5 (2011) 63–68

- [67] Jonathan N. Grauer, Ashok Biyani, Ahmad Faizan, BS, Ali Kiapour, MS, Koichi Sairyo, Alex Ivanov, Nabil A. Ebraheim, Tushar Ch. Patel, Vijay K. Goel. *Biomechanics of two-level Charite' artificial disc placement in comparison to fusion plus single-level disc placement combination*. The Spine Journal 6 (2006) 659–666
- [68] P. Siarry. *Optimisation en traitement du signal et de l'image*. Lavoisier (2007).
- [69] J. Dréo. *Adaptation de la méthode des colonies de fourmis pour l'optimisation en variables continues, application en génie biomédical*. Thèse de doctorat. Université de Paris 12 - Val de Marne (2004).
- [70] A. Ben Mohamed. *Résolution approchée du problème de bin-packing*. Thèse de doctorat. Université du Havre (2009).
- [71] Andersson, J. (2001). *A survey of multiobjective optimization in engineering design*. Linköping, Sweden: Department of Mechanical Engineering.
- [72] Sokolowski, J., & Zolesio, J. (1992). *Introduction to shape optimization*. Springer.
- [73] Allaire, G., & PANTZ, O. (2005, Novembre). *Structural optimisation with FreeFem*.
- [74] Jouve, F., Allair, G., & Toader, (2003). *Optimisation de formes par la méthode des lignes de niveaux*
- [75] M. Tien Tho Do. *Optimisation de forme en forgeage 3d*. Thèse de doctorat. École des Mines de Paris (2006).
- [76] M. Djenane. *Optimisation des régimes de coupe à l'aide d'un critère combiné par la méthode du simplexe et la méthode des algorithmes génétiques*. Mémoire de magistère. Université Hadj Lakhdar- Batna (2001).
- [77] T. Ameur. *Optimisation des conditions de coupe en utilisant le calcul évolutionnaire*. Mémoire de magistère. Université Mohamed Khider - Biskra (2005).
- [78] F. Cus, J. Balic. *Optimization of cutting process by GA approach*. Robotics and Computer Integrated Manufacturing 19 ,113–121, (2003).
- [79] R. Q. Sardiñas, M. R. Santana, E. A. Brindis. *Genetic algorithm-based multi-objective optimization of cutting parameters in turning processes*. Engineering Applications of Artificial Intelligence 19, 127–133, (2006).
- [80] N. Yusup, A. M. Zain, S. Z. M. Hashim. *Evolutionary techniques in optimizing machining parameters: Review and recent applications (2007–2011)*. International Journal Science Direct Expert Systems with Applications 39 ,9909–9927, (2012).
- [81] L. Gao, J. Huang, X. Li. *An effective cellular particle swarm optimization for parameters optimization of a multi-pass milling process*. Applied Soft Computing 12 ,3490–3499, (2012).
- [82] K. Vijayakumar, G. Prabhakaran, P. Asokan, R. Saravanan. *Optimization of multi-pass turning operations using ant colony system*. International Journal of Machine Tools and Manufacture, vol 43, no 15, pp 1633-1639. (2003).

- [83] J. Wu, Y. Yao. *A modified ant colony system for the selection of machining parameters*. Seventh International Conference on Grid and Cooperative Computing, pp89-94, DOI 10.1109/GCC.64 (2008)
- [84] F. Cūs, J. Balic, U. Züperl. *Hybrid Anfis-ants system based optimization of turning parameters*. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, vol 36, no 1, pp 79-86 (2009).
- [85] W. Tfaili. *Conception d'un algorithme de colonie de fourmis pour l'optimisation continue dynamique*. Thèse de doctorat. Université de Paris 12 - Val de Marne (2007).
- [86] L. Drdi. *Les algorithmes génétiques*. Thèse de doctorat (2005).
- [87] D. E. Goldberg and J. H. Holland. *Genetic Algorithms and Machine Learning*. 1988 Kluwer Academic Publishers - Manufactured in the Netherlands. Machine Learning 3: 95-99, 1988
- [88] M. Assas, M. Djenane. *Optimisation des Conditions de Coupe Basée sur Critère Combiné par la Méthode des Algorithmes Génétiques*. 16 ème Congrès Français de Mécanique, Nice, 1-5 septembre (2003).
- [89] M. Assas, M. Djenane. *Optimisation des conditions d'usinage basée sur un critère combiné*. Journées de Mécanique EMP.Alger. 23/24 Décembre (2001).
- [90] David E. Goldberg. *Genetic Algorithms and Walsh Functions: Part I, A Gentle Introduction*. Complex Systems 3 (1989) 129-152
- [91] T. Ameer. *Optimisation des conditions de coupe en utilisant le calcul évolutionnaire*. Mémoire de magistère. Université Mohamed Khider - Biskra (2005).
- [92] M. Marion Romain. *Contribution à la modélisation du magnétisme statique et dynamique pour le génie électrique*. L'ecole doctorale électronique, électrotechnique, automatique de Lyon. Année 2010. P 45-46
- [93] Siegfried Maiolino. *Fonction de charge générale en géomécanique : application aux travaux souterrains*. These de doctorat de l' Ecole Polytechnique. Année 2006. P 7-17
- [94] Ameddah Hacène. *Modélisation CAO et Stratégies d'usinage pour la réalisation des surfaces à géométrie compliquée (Surfaces Libres)*. Université hadj lakhdar batna p12-25
- [95] P.bezier, *Mathematical and practical possibilities of unisurf*. Computer Aided Geometric Design, pages 127-152, 1974.
- [96] P.Bezier, *General distortion of a set of biparametric patches*. Computer Aided Design, 10(2): 116-120, 1978.
- [97] G. Lorentz. *Bernstein polynomials*. Toronto Press, 1953.
- [98] Yuki K , M Wang , H Lin , Takashi M, *B-spline surface fitting by iterative geometric interpolation/approximation Algorithms*. Computer-Aided Design 44 (2012) 697–708,

- [99] Ya-Li Song, Jia Li, Ling Yin, Tian Huang, Ping Gao ;The feature-based posterior crown design in a dental CAD/CAM system ; Int J Adv Manuf Technol DOI 10.1007/s00170-005-0289-1 (2007) 31: 1058–1065
- [100] H. B. Jung and K. Kim, *A New Parameterisation Method for NURBS Surface Interpolation*. The International journal of Advanced Manufacturing Technology, Vol. 16, 2000, p. 784-790.
- [111] Givert, D. *Modélisation géométrique d'objets en environnement robotique*. Thèse de doctorat en sciences : Université de Paris Sud Centre d'Orsay, 1988. 324 p.
- [102] F. Klocke ,O. Ozhoga-Maslovskaja , F. Schongen , A. Feuerhack , D. Trauth. *Numerical shape optimization of cold forging tools by means of FEM/BEM simulation*. DOI 10.1007/s12289-016-1321-8
- [103] Inês P. Rosinha Grundtvig, Anders E. Daugaard, John M. Woodley, Krist V. Gernaey, Ulrich Krühne. *Shape optimization as a tool to design biocatalytic microreactors*. Chemical Engineering Journal. S1385-8947(17)30393-5
- [104] Riadh bahloul. *Optimisation du procédé de pliage sur presses de pièces en tôles à haute limite d'élasticité*. École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Centre d'Angers. École doctorale 432. N° d'ordre : 2005-17. P 74
- [105] Jau-Ching Wu, Scott A. Meyer, Gurpreet Gandhoke, and Praveen V. Mummaneni. *Prestige Cervical Arthroplasty: Past, Present, and Future*. Semin Spine Surg 24:14-19 - 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.
- [106] Sudeep Taksali, Jonathan N. Grauer, Alexander R. Vaccaro. *Material considerations for intervertebral disc replacement implants*. The Spine Journal 4 (2004) 231S–238S
- [107] Bruce V. Darden, II. *ProDisc-C Cervical Disk Arthroplasty*. Semin Spine Surg 24:8-13
- [108] luc boussion, *Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervicale. Comparaison entre sujet asymptomatiques et pathologiques*. université claudes bernard-Lyon 1 N° d'ordre 230-2008. P 61-63
- [109] Prodisc-C. *Prothèse modulaire de disque intervertébral pour la restauration de la hauteur et de la mobilité segmentaire dans le rachis cervical*. www.synthesprodisc.com
- [110] Zhong Jun Mo, Yan Bin Zhao, Li Zhen Wang, Yu Sun, Ming Zhang, Yu Bo Fan. *Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped discimplant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue*. Eur Spine J (2014) 23:613–621
- [111] J. Bandet. *Étude biomécanique de la liaison tête-thorax*. Bulletin n° 28. Décembre 1971
- [112] Sean P. Moroney, Albert b. Schultz, James A. A. Miller and Gunnar B. J. Andersson. *Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments*. J. BiomechanVicosl. 21. N O. 9, pp. 769-7791, 988 Printed in Great Britain

- [113] Nikhil Kulkarni, *Effects of Implant Design Parameters on Cervical Disc Arthroplasty Performance and Sagittal Balance - A Finite Element Investigation*. The University of Toledo August 2010 P71-84. 2012 Elsevier Inc. All rights reserved.
- [114] Sanghita Bhattacharya, Vijay K. Goel, Xia Liu, Ali Kiapour, Hassan A. Serhan. *Models that incorporate spinal structures predict better wear performance of cervical artificial discs*. The Spine Journal 11 (2011) 766–776
- [115] Sanghita Bhattacharya, Second Vijay K. Goel. *Wear Outcomes of a Metal on Metal Disc Arthroplasty – A Computational Model*. International Journal of Mechanics and Applications 2013, 3(5A): 13-21
- [116] Haiyun Li , Zheng Wang. *Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images*. Computerized Medical Imaging and Graphics 30 (2006) 363–370
- [117] Joel A. Bauman, Nicolas V. Jaumard, Benjamin B. Guarino, Christine L. Weisshaar, Daniel E. Lipschutz, William C. Welch, Beth A. Winkelstein. *Facet joint contact pressure is not significantly affected by ProDisc cervical disc arthroplasty in sagittal bending: a single-level cadaveric study*. The Spine Journal - (2012)
- [118] Jean Christophe Cursolle. *Lumbar disc prosthesis. Clinical and radiological results of a series of 124 patients*. University Bordeaux 2 - victor segalen u.f.r. medical sciences. (2007) P13

ملخص: الميكانيك الحيوية (بيو ميكانيك) هي علم يسمح بتطبيق القواعد الفيزيائية على جسم الإنسان حيث يعالج العديد من المشاكل الصحية التي لا يوجد لها علاج دوائي، ومن بين هذه الأمراض تآكل القرص الفقري الذي يؤدي إلى إعاقه حركة العمود الفقري، وهذا المرض لا يوجد له حل سوى تعويضه بقرص اصطناعي، حيث يوجد في السوق الإصطناعية العديد من التصاميم للقرص الإصطناعي وهي مصممة للحفاظ على الحركة الطبيعية للعمود الفقري.

الإشكالية: بعد دراسة سكونيه للقرص الإصطناعي (Prodisc-C) لاحظنا أن إجهادات (Von-Mises) تتركز على طول الحافة الحيطة بالقبعة المحدبة و الجزء العلوي من القبة المقعرة (أسطح التلامس).

الهدف: تقليص إجهادات (Von-Mise) عن طريق تحسين شكل الهيكل الميكانيكي (إيجاد الشكل المثالي).

الطريقة: تعد طريقة تحسين شكل الهيكل الميكانيكي تقنية جديدة تنطلق من الشكل الأولي إلى الشكل المثالي و ذلك لتحقيق هدف معين متأصل في البنية، يمكن أن يكون التقليل من الوزن، من التكلفة، من الضرر، أو البحث عن توزيع أفضل للإجهادات، أو أي وظيفة أخرى مع الخضوع لقيود تدعى قيود التحسين.

يتكون القرص الإصطناعي (Prodisc-C) من شريحتين معدنيتين مصنوعتين من سبيكة الكوبالت (CoCrMo) مع لسانين على واجهة كل شريحة وذلك للتثبيت الإبتدائي للقرص على الفقرات، كما يوجد طلاء التيتانيوم الخشن الذي نتحصل عليه عن طريق رش بلازما التيتانيوم لنشوب العظام (ostéointégration)، كما يحتوي أيضا على نواة على شكل قبة محدبة مصنوعة من البوليثيلان نوع (UHMWPE) تلتصق قاعدتها بالشريحة السفلية و تشكل وصلة متمحورة مع سطح القبة المقعرة الخاصة بالشريحة العلوية.

النتائج والخاتمة: إن تطبيق طريقة تحسين الشكل على القرص الإصطناعي (الشكل المثالي العددي) سمحت لنا بتقليص إجهادات (Von-Mises) من 11.3 MPa إلى 9.1 MPa وذلك بنسبة مئوية تقدر ب 19.4% مقارنة مع التصميم الأولي و في النهاية أثبتت هذه الدراسة أن الشكل المثالي للقرص الإصطناعي (Prodisc-C) يمكن أن يزرع في الواقع.

كلمات مفتاحية: قرص إصطناعي، Prodisc-C، تحسين الشكل، إجهادات

Abstract: Biomechanics is science allows the application of physical and mechanical laws on the human body, where many health problems that there is no drug treatment, and among these problems the degradation of the intervertebral disc that can hinder the movement of the spine, This disease has no other solution than compensation by an artificial disc (disc prosthesis), The synthetic market has many designs of disc prosthesis that designed to maintain the natural movement of spine.

Problematic: After a static study of the disc prosthesis (Prodisc-C), using a finite element model, we noticed that the concentration of the (Von-Mises) stress is concentrated on the peripheral edge core and the concave articulating surface of the superior metallic endplate.

Aim: Reduce Von-Mise constraints by improving the shape optimization of the mechanical structure (find the ideal shape).

Methods: The shape optimization of a mechanical structure consists of looking, from an initial form, an ideal form with regard to a specific objective, intrinsic to the structure. It can be the minimization of a weight, of a cost, of the damage, the search for a better distribution of the stresses for the improvement of the resistance to fatigue or any other function.

Prodisc-C consists of two cobalt alloy metal end plates (CoCrMo) with a keel on each end plate to provide initial bone fixation, and a porous titanium coating obtained by titanium plasma spraying for bone growth (osseointegration), with a core convex in ultra-high molecular weight polyethylene UHMWPE attached to the lower end plate, and articulates with the concave top plate surface.

Results and conclusion: the application of shape optimization on the Prodisc-C cervical disc prosthesis concluded that the use of this approach allowed minimizing the value of the equivalent stress on both articular surfaces (concave and convex) from 11.3 MPa to 9.1 MPa corresponding to a percentage decrease of 19.4% of the original geometry. Finally, this study demonstrated that the ProDisc-C cervical disc prosthesis, with optimal configuration, could be widely applied in clinical practice.

Keywords: Prosthesis, Prodisc-C, Optimization of form, constraint Von Mises.

Résumé: La Biomécanique est la science permet l'application des lois physiques et mécaniques sur le corps humain, où traite de nombreux problèmes de santé qu'il n'y a pas de traitement médicamenteux, et parmi ces problèmes la dégradation du disque intervertébral qui peut entraver le mouvement de la colonne vertébrale, Cette maladie n'a pas d'autre solution que la compensation par un disque artificiel (prothèse discale), Le marché synthétique a de nombreuses conceptions des prothèses discales qui ont conçu pour maintenir le mouvement naturel de la colonne vertébrale.

Problématique: Après une étude statique de la prothèse discale (Prodisc-C) Nous avons remarqué que la contrainte maximale de (Von-Mises) est concentrée le long du bord périphérique du noyau, et au sommet du dôme concave dans le plateau supérieur.

Objectif: Réduire les contraintes Von-Mise en améliorant la forme de la structure mécanique (trouver la forme idéale).

Méthode : L'optimisation de forme d'une structure mécanique consiste à rechercher, à partir d'une forme initiale, une forme idéale au regard d'un objectif précis, intrinsèque à la structure. Ce peut être la minimisation d'un poids, d'un coût, du dommage, la recherche d'une meilleure répartition des contraintes pour l'amélioration de la tenue à la fatigue ou toute autre fonction.

Prodisc-C se compose de deux plateaux d'extrémité métalliques en alliage de cobalt (CoCrMo) avec une quille sur chaque plateau pour assurer la fixation osseuse initiale, et un revêtement poreux de titane obtenu par pulvérisation de plasma de titane pour la croissance osseuse (ostéointégration), avec un noyau en forme de dôme convexe en polyéthylène de haut poids moléculaire type UHMWPE attaché au plateau d'extrémité inférieure, et s'articule avec la surface concave de plateau supérieure.

Résultats et conclusion : l'application de l'optimisation de forme sur la prothèse discale cervicale *Prodisc-C*, a conclu que l'utilisation de cette approche a permis de minimiser la valeur de la contrainte équivalente sur les deux surfaces articulaires (concave et convexe) de 11,3 MPa à 9,1 MPa correspondant à une diminution en pourcentage de 19,4 % de la géométrie originale. Enfin, cette étude a démontré que la prothèse discale cervical *ProDisc-C*, avec une configuration optimale pourrait être largement appliquée dans la pratique clinique.

Mots-clés: Prothèse, Prodisc-C, Optimisation de forme, contrainte Von Mises.