

II.1. Introduction

Le principal objectif de ce chapitre est de mettre en avant les effets tribologiques matérialisant l'usure au niveau des vertèbres cervicales, et d'aborder cet axe sur lequel très peu de chercheurs du domaine médical surtout, se sont penchés.

Comme annoncé dans l'introduction générale, le but de ce projet est de réaliser un modèle d'une unité vertébrale fonctionnelle C5 et C6 utilisable dans les conditions de mouvements et de charges. Il faut donc d'une part, créer ce modèle et d'autre part, disposer d'une base de données expérimentale dynamique relative aux amplitudes des mouvements, charges soumises et vitesses.

Si la littérature nous fournit une importante quantité de résultats sur le rachis tant au niveau lésionnel que traumatique [33, 34, 35], il n'en n'est pas de même sur les effets tribologiques intervertébraux, autrement dit l'usure traduit dans le domaine médical par l'arthrose, constatations faite lors de l'étude bibliographique. Nous avons donc été amenés à réaliser nos propres expérimentations.

L'usure d'une façon générale est un phénomène assez complexe et un sujet fréquent de discussion. Il est défini par la perte de matière ou de fonction d'un mécanisme suite à une détérioration due aux frottements. Cette manifestation est appréciée le plus souvent par la quantité de masse arrachée rapportée à la surface ou distance de contact. Cette évaluation est inadaptée dans plusieurs cas à cause de la diversité des paramètres tels que la nature des matériaux en présence, nature des sollicitations, nature des mécanismes.

L'usure est aussi un phénomène utile et nocif à la fois. Utile en usinage (rectification et super finition), ainsi qu'en écriture (craie sur tableau et stylo sur papier). En revanche, il est nocif sur les dégâts occasionnés sur les différents mécanismes tant au niveau humain qu'industriel.

Plusieurs auteurs que nous citerons plus loin ont suggéré la présentation du taux d'usure par des cartes d'usure relatives au comportement tribologique d'un couple de matériaux précis.

L'idée de la présentation des taux d'usure sous forme graphique ne date pas d'aujourd'hui. En effet, plusieurs chercheurs ont suggéré cette forme d'analyse de l'usure dont on peut citer [36], ils ont construit le taux d'usure surfacique pour le glissement de deux aciers. [36,37,38] ont proposés une représentation à trois dimensions et proposent une carte à large spectre de frottements ce qui permettait d'avoir un aperçu plus large sur les caractéristiques des aciers doux.

II.2. Analyse bibliographiques sur les étiologies et les mécanismes de l'usure chez l'être humain :

Nous pouvons affirmer que l'usure est un phénomène "quasi naturel" à tous les domaines essentiellement chez le monde vivant en général et l'être humain en particulier. Des archéologues se sont basés à maintes reprises sur l'usure des dents et leurs rayures pour se faire une idée sur les différents âges et la nature des aliments que consommaient ces individus. De plus nous retrouvons l'usure à plusieurs niveaux de l'être vivant, principalement aux différentes articulations.

Chez les êtres humains, la pathologie liée à l'usure est l'arthrose qui est l'affection articulaire la plus répandue puisqu'elle touche 30% de la population âgée entre 45 et 65 ans [39,40]. Cette maladie s'accompagne à un certain stade de vives douleurs. Dans beaucoup de cas, l'handicap provoqué par la maladie nécessite des interventions chirurgicales qui ne donnent pas parfois l'effet escompté, principalement au niveau du rachis.

L'arthrose s'attaque au cartilage des articulations c'est-à-dire à un tissu vivant, élastique, démuné de vaisseaux sanguins mais poreux, qui constituent le « revêtement de surface » des os formant la charpente du corps de l'homme et des animaux vertébrés.

La défaillance des cellules du cartilage, appelées chondrocytes, s'accompagne de la production excessive des métallo-protéases, enzymes destructrices qui normalement participent au renouvellement de ce matériau très particulier [39].

La disparition localisée du cartilage met les os à nu et ceux-ci s'usent à leur tour par suite des frottements répétés. C'est à ce moment-là que la douleur s'installe. L'organisme réagit, mais il le fait de façon anarchique, des formations osseuses

« bourgeonnent » en périphérie des articulations et deviennent des excroissances appelées ostéophytes. C'est ainsi qu'apparaissent, entre autres, les “becs de perroquet” sur la colonne vertébrale.

De nombreux facteurs prédisposent à l'arthrose ou favorisent son apparition. On estime qu'environ la moitié des cas relèvent d'une origine héréditaire, d'autres sont dus à l'obésité, à certaines activités professionnelles ou sportives entraînant la répétition de gestes identiques, sous forte charge et pendant de longues périodes. Des causes accidentelles, liées à des traumatismes articulaires ou à des fractures mal réduites, peuvent également amorcer ou favoriser le phénomène [39].

Sur une autre facette, Le phénomène qui accentue d'une façon vertigineuse les effets de l'arthrose sont ceux que l'on constate dans les pays sous développés comme l'Afrique ou l'extrême sud de l'Asie où l'on retrouve des populations pauvres travaillant comme porteur professionnel utilisant leurs têtes pour transporter des sacs de farine, des sacs de ciment ou diverses marchandises ayant un poids allant jusqu'à 100 kg [41, 42].

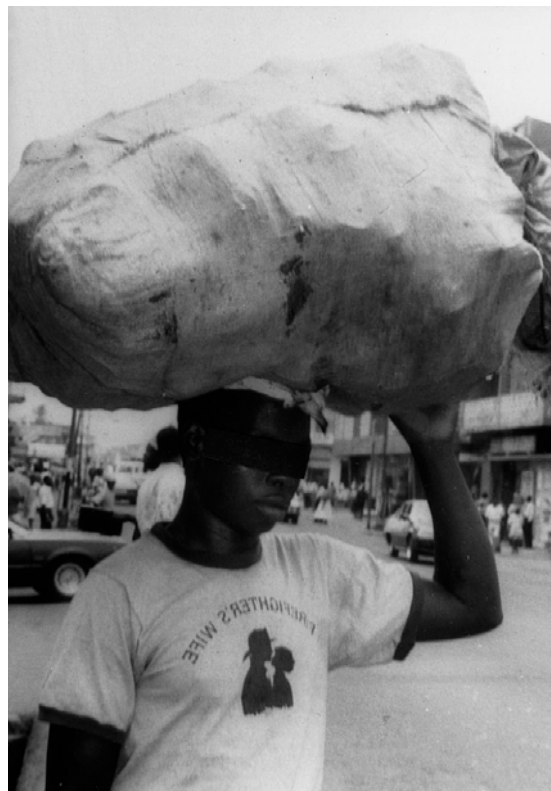
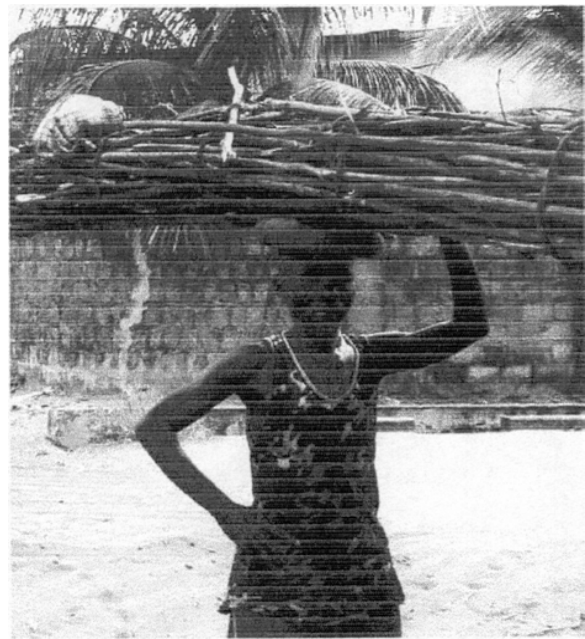


Figure II.1. Porteur professionnel au Sierra Léone portant un poids de marchandises de 100 kg [41].



a)



b)

Figure II.2. a) Porteur d'un sac de ciment congolais. b) porteuse de branches de bois [42].

Ci-dessous figure II.3 le cliché rayons X d'un porteur de 30 ans, ayant travaillé 16 ans comme porteur de charges de 100 kgs. Conséquences, remaniements dégénératif osseux C5/C6 avec un score total de 4. Nous constatons aisément à travers ce cliché un tassement (voir flèches sur la figure ci-dessous) de la cinquième vertèbre due à l'usure, ainsi qu'au niveau de la sixième vertèbre, mais d'une façon moins prononcée.

Les remaniements dégénératifs de la vertèbre cervicale reflète une dégénération simultanée des disques, corps vertébraux, structures et joints ligamenteux de facette [51]. C'est un processus généralisé affectant tous les niveaux du rachis cervical. Il entoure un ordre des changements dégénératifs des disques intervertébraux, l'osteophytosis des corps vertébraux, hypertrophie des facettes articulaires, en tant qu'instabilité ligamenteuse et segmentaire [43].



Figure II.3. Radiographie standard du rachis cervical [41].

Quand la dégénération commence, la taille de disque diminue d'abord. L'approximation des corps vertébraux adjacents est suivie d'un processus réactif secondaire produit des ostéophytes des facettes discales supérieures et inférieures le long du rachis et de la périphérie.

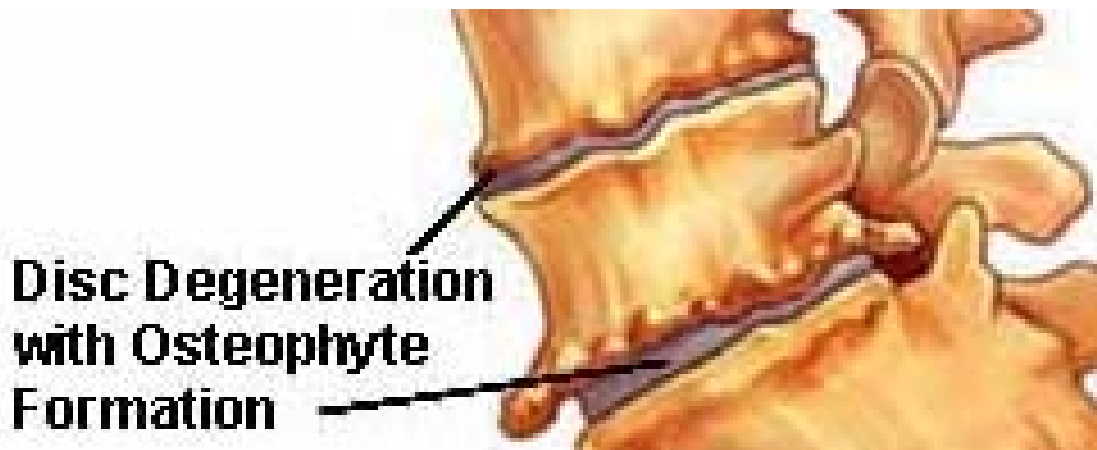


Figure II.4. Dégénérescence des vertèbres cervicales [44].

Il y a plusieurs symptômes qui peuvent indiquer la présence d'un état dégénératif au niveau des vertèbres cervicales. Les symptômes incluent, douleur cervicale, douleur autour du dos des omoplates, plaintes de bras (douleur, engourdissement ou faiblesse), et rarement, difficulté avec la dextérité de la main ou durant la marche.

Des examens radiologiques ont détecté un rétrécissement du disque et un changement presque constant des remaniements dégénératifs des vertèbres cervicaux [45].

Le changement dégénératif de La vertèbre cervicale est commun et se corrèle très étroitement avec Le processus de vieillissement. Les taux rapportés diffèrent selon les méthodes choisies. Cent pour cent des vertèbres cervicales prises sur des spécimens pathologiques des patients au-dessus de l'âge de 70 ans démontrent des modifications dégénératives [44].

L'examen radiographique de la vertèbre cervicale dans un échantillon de population allemande de sexe masculin, exerçant comme employés de bureau et autres. Des mutations dégénératifs ont été retrouvés sur 15% des patients âgés de 35 à 44 années, et de 42% des sujets ayant des ages compris entre 45 et 54 années, de 62% des 55 à 65 années et de 100% de ceux plus de 60 années. Il est à noter que ces constatations sont indépendants des sexes [46].

Une autre étude a montré une forte présence de modifications dégénératives au niveau de la vertèbre cervicale dans une population rurale du Jamaïque comparée à une autre population Anglaise [47]. Cela est dû à l'effet du transport des lourdes charges au sein des populations Jamaïcaine. En revanche, aucune différence statistique sur les mutations dégénératives de la colonne lombaire n'a été notée [48].

D'autres recherches ont démontré une prédominance âge dépendance en ce qui concerne les modifications dégénératives. Les corps vertébraux cervicaux de 13.6% des patients âgés entre 20 et 39 années, et de 38.5% pour d'autres ayant des ages compris entre 40 et 59 années [50].

D'une façon plus générale, le gradient des prédominances des maladies articulaires diffère d'une zone géographique à une autre et d'une ethnie à l'autre. C'est ainsi, qu'en Chine les résultats trouvées présentent une mosaïque de la pathologie arthrosique articulaire qui n'a rien à voir avec les distributions de la même maladie dans le monde occidental [49].

Les corps vertébraux et les disques intervertébraux résistent à la majeure partie de la force de compression agissant sur la vertèbre d'une manière générale. Au niveau de la vertèbre cervicale, la situation est susceptible d'être compliquée par la présence des joints uncovertébraux sur les marges latérales du disque. La répartition de la charge est importante parce qu'elle possède des influences sur le risque de dommages, et la prédisposition aux conversions dégénératives. La présente étude [55] vise à caractériser la répartition des charges compressives dans la vertèbre cervicale. Des expériences dans ce sens ont été exécutées qui consistent en un chargement compressif de fluage (2 heures à 150 N) sur des volontaires en configuration de flexion, ou l'on adopte la prolongation et le maintien neutre. Elles ont été renouvelées afin de simuler le chargement journalier dans la vie.

Résultats : Le chargement de fluage a réduit la taille moyenne du disque de 0.64mm (approximativement 12%). La même sollicitation a aussi réduit le chargement calculé global de disque de 14%. Dans des maintiens neutres et prolongés respectivement, une réduction de 25% a été observée [50]. Le déplacement commun Apophysaire a augmenté le chargement de 14% uniquement du disque dans la prolongation.

II.3. L'usure par fatigue

Le phénomène est décrit par les aspérités qui se décollent à cause des pressions exercées d'une manière cyclique.

Les détériorations causées par usure crée des déformations plastiques observées en surface ou en profondeur par l'amorçage des fissures et provoque des transformations métallurgiques [51].

L'usure par fatigue observée sur les polymères est plus complexe que les matériaux métalliques. En effet, certains paramètres comme la température, l'humidité et la composition spécifique de ces matériaux font que les polymères soient plus influencés à ces éléments cités ci haut.

II.4. Analyse bibliographique sur le remplacement du disque intervertébral

Plusieurs équipes de recherches ont tenté de remplacer le disque intervertébral par des matériaux et solutions plus ou moins différentes pour une même finalité : soulager le malade. Dans ce contexte, les auteurs Uta lange et al. [52] ont présenté une étude clinique sur le renforcement des vertèbres à l'aide d'un implant en titane de taille ajustable.

De leurs cotés les auteurs C. Tournier et al. [53] ont analysé les conséquences sur le mouvement de trois divers arthroplasties totaux du disque. Cette intervention sur le disque n'a pas amélioré les mouvements mais en revanche elle a augmenté sa taille.

Une prothèse à trois éléments, développée à l'Hôpital Charité de Berlin, était mise au point avec l'objectif d'éviter l'instabilité segmentaire. Cette prothèse comporte deux plateaux métalliques qui se fixent solidement sur les deux corps vertébraux adjacents et un élément central de glissement en polyéthylène à ultra haute densité moléculaire qui s'interpose entre les deux plateaux. Les premiers plateaux métalliques étaient fabriqués à partir de plaques en acier. Afin de stabiliser la fixation des dents d'ancrage étaient aménagées à la périphérie des plateaux métalliques.



Figure II.5. Disque artificiel CHARITÉ DePuy Spine, Inc [54].

Un disque artificiel en caoutchouc fait en deux parties de silicium a été employé sous forme d'anneau sur une vertèbre cervicale. La validation au laboratoire a été développée pour déterminer les propriétés essentielles représentant le disque en chargement de compression. Le disque artificiel a été modélisé et soumis à la

torsion. De plus, on a rempli la cavité de milieu approprié (telle que la graisse ou le pétrole) pour représenter le pulposus de noyau [55]

Une cage sous forme d'un ressort est proposée par les auteurs [56] pour remplacer le disque intervertébral dans le but d'augmenter la résistance du rachis en général, mais l'amplitude des mouvements est compromise.

D'après [57] le Service attendu (SA) des prothèses discales lombaires et de l'acte associé de remplacement du disque intervertébral lombaire par prothèse discale est suffisant.

En l'absence de données comparatives, il y a absence d'Amélioration du service attendu (ASA) de ce dispositif et de l'acte par rapport à l'arthrodèse.

Pour notre part nous proposons l'utilisation de l'élastomère silicone comme matériau de substitution au regard des avantages qu'il présente en premier nous pouvons citer une très bonne résistance à l'usure, de plus il est utilisable sur une plage de températures allant de -70° à 220° [58]. Par ailleurs, nous pouvons surtout souligner le phénomène du non rejet prouvé de ce matériau par l'être humain. A cet effet, nous allons justement soumettre ce matériau à l'usure par fatigue sous différentes charges et différentes vitesses afin d'aboutir à un modèle mathématique fiable.

II.4. Partie expérimentale

Tout d'abord il faut avoir une idée des mouvements entre les différents vertèbres formants le rachis cervical. Le dimensionnement du banc d'essai sera basé sur les données bibliographiques relatives aux mouvements intervertébraux. Concernant les charges, nous avons élaboré une étude basée sur les calculs statistiques qui sera développée plus tard sur leurs natures et leurs intensités.

A l'aide de ces données nous avons pu mettre au point des bancs d'essai dynamiques en mesure de nous permettre de quantifier ces effets tribologiques intervertébraux relatives à la torsion et l'inflexion de la tête humaine d'une part, et d'autre de quantifier l'usure d'un biomatériau par fatigue pour les mouvements de flexion répétés de la tête.

Etant donné que nous avons voulu mettre en œuvre des sollicitations aussi pures que possible d'une vertèbre par rapport à une autre, nous avons modifié le banc d'essai pour apprécier la durée de vie du biomatériau sollicité à la flexion afin de d'apprécier les conséquences de l'usure par fatigue.

Pour ce qui est de l'amplitude des mouvements naturels correspondants à chaque sollicitation plusieurs ouvrages traitent ce côté parmi lesquels nous pouvons citer Panjabi [59].

II.4.1. Distribution des poids des têtes humaines

Il serait judicieux tout d'abord de connaître les sollicitations appliquées sur le rachis cervical. En effet, sur le côté purement cinématique il faut connaître les mouvements de cette colonne, et sur le dynamique il faut quantifier les plans de charge que pourront supporter les vertèbres cervicales.

Le rachis cervical présente une forme en lordose physiologique à l'état normal, nous présenterons la position des vertèbres les unes par rapport aux autres afin de situer l'impact des charges issues essentiellement du poids de la tête humaine.

L'étude statistique a été établie sur les résultats obtenus par la pesée des têtes de 200 personnes, dont l'âge est situé entre 20 et 60 ans. Ce travail nous a permis d'obtenir la distribution suivante:

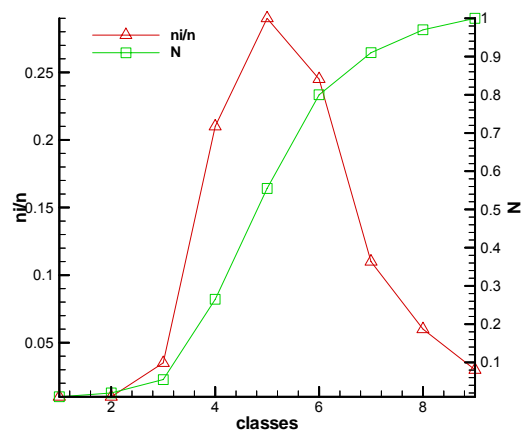


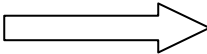
Figure II.6. Distribution des poids en fonction des fréquences

Nous remarquons à travers les courbes ci-dessus que la fréquence relative atteint son maximum pour la classe 5, autrement dit pour des sujets ayant des poids de leurs têtes aux environs de 5 kg ce qui nous permettra d'affirmer que c'est cette valeur que nous allons prendre en considération pour analyser le plan de charge que subiront les vertèbres cervicales.

Dans ce qui suivra, nous allons déterminer l'écart type des poids des têtes humaines. Pour calculer l'écart type il faut calculer d'abord :

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^k m_i n_i}{n} = 4356.625 \quad \text{et} \quad \text{L'écart-type } \sigma = 642.05$$

$$\chi^2_{\text{exp.}} = 199.7 \text{ alors que } \chi^2_{\text{th.}} = 12.59$$

L'hypothèse est donc rejetée,  la distribution des poids des têtes humaines est aléatoire.

II.4.2. Présentation de la 1^{ère} expérience

Afin d'élucider ces charges, et devant l'impossibilité de disposer des vertèbres humaines (cadavériques) sur lesquelles nous aurions pu pratiquer nos essais; nous nous sommes rabattu sur la confection de vertèbres à l'aide de la résine transparente moulée et cuite à une haute température. En fait, la confection a été réalisée grâce au concours d'un prothésiste dentaire.

Nous nous sommes confronté à de vrais problèmes au préalable, car la fabrication du modèle de la vertèbre était très délicate. En effet, nous avons demandé de l'aide à un ébéniste, ensuite à la société ALFON (Algérienne des Fonderies, ex : Ducros à Oran) nous remercions au passage son personnel. Ces derniers, après beaucoup d'efforts (ils ont fait pratiquement du travail artistique), ont réussi à confectionner une vertèbre en alliage de Zinc, alliage connu sous le nom de Zamac. C'est Cette dernière pièce, que le prothésiste dentaire a utilisé comme modèle afin d'obtenir deux vertèbres en résine présentées sur la figure ci-dessous :



Figure II.7. Vertèbres réalisées en résine

Nous avons prévu pour l'étude expérimentale la confection de plusieurs vertèbres en résine transparente. Cela nous aurait permis de faire subir à ces pièces des charges et à visualiser les lignes de contraintes à l'aide de la photoélasticité. Cette manipulation nous aurait renseigné d'une façon précise sur les endroits exacts subissant le maximum de déformation du disque au niveau d'une unité intervertébrale fonctionnelle. Malheureusement, la matière transparente spécifique nous a fait défaut, c'est la raison pour laquelle cette expérience n'a pas pu être effectuée.

II.4.2.1. Description du 1^{er} banc d'essai

Le banc d'essai que nous avons réalisé se compose de deux parties cylindriques appelées matrice dans lesquelles nous avons logé deux vertèbres fixées chacune sur une partie. Un axe vertical soudé à la partie supérieure nous permettant de loger les charges correspondantes aux poids des têtes et aux surcharges éventuelles portées par ces dernières.

Les deux matrices sont solidaires entre elles à l'aide d'une rotule et deux anneaux élastiques permettant de limiter les amplitudes des oscillations de la vertèbre en mouvement et opposant une certaine résistance, jouant ainsi le même rôle que les ligaments et les muscles de l'espèce humaine.

Une machine outil, en l'occurrence un étau limeur animé de deux vitesses et d'une course du coulisseau qui ont été prédéfinies afin de nous permettre faire « bercer » la vertèbre supérieure par rapport à celle du bas, et ce dans le but de retracer les mouvements de la tête humaine.

Les mouvements obtenus de la vertèbre supérieure (mobile) par rapport à la vertèbre inférieure (fixe) permettent d'engendrer des frottements et par conséquent de l'usure dégénérative pour l'être humain au niveau du disque intervertébral. Nous avons recouvert la vertèbre mobile avec du silicone élastomère au niveau des deux apophyses épineuses. Pour ce qui est de l'autre vertèbre fixe, nous avons collé des entités d'os animal afin de se rapprocher le plus de la réalité. Nous avons ainsi, substitué ces deux matériaux cités plus haut au disque naturel au niveau des zones inter apophysaire de contact des deux vertèbres l'une sur l'autre. Il est à noter que le choix du silicone élastomère est motivé par ses caractéristiques en premier lieu proche du disque, et sa tolérance chez l'être humain prouvée par son utilisation comme prothèse et autres.

Les coordonnées limitant les surfaces usées sur le silicone élastomère ont été prélevées au microscope métallographique avec un agrandissement de 50x. L'aire des parties usées a été calculée par la relation analytique obtenue à partir des intégrales de Simpson [60], et qui est la suivante:

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n Xi(Y_{i-1} - Y_{i+1}) \quad (II.1)$$

Nous allons présenter à titre illustratif le biomatériau en l'occurrence le silicone élastomère que l'on a utilisé pour recouvrir les apophyses épineuses de la vertèbre inférieure fixe. Ce matériau a subi, une heure durant, les frottements des apophyses épineuses recouvertes aussi des parties de l'os animal de la vertèbre

supérieure animé de mouvements de rotation (torsion) et de flexion extension assurés par le banc d'essai réalisé et placé sur l'étau limeur.

Nous constatons aisément sur la figure ci-dessous représentant un cas d'expérience (charge, vitesse et amplitude du mouvement), les traces d'usures correspondantes aux apophyses épineuses. Il s'agit maintenant à l'aide du microscope d'essayer de quantifier ces surfaces d'usure sur le silicone à l'aide de l'équation (1), et ce à partir de l'enregistrement d'un maximum de points issus des coordonnées X et Y prédéfinies.



Figure II.8. Traces d'usure sur la silicone

II.4.2.2. Méthode de planification extrême des expériences

Les méthodes statistiques de planification extrême des expériences, sont très utilisées actuellement et dans tous les domaines de la recherche scientifique, car elles présentent beaucoup d'avantages parmi ces derniers, on peut citer : l'élaboration des modèles mathématiques décrivant le comportement du phénomène étudié avec une grande précision d'une part, et de l'autre, la possibilité d'avoir une interaction entre plusieurs paramètres influents contrairement aux autres méthodes mathématiques connues.

L'intérêt des méthodes des plans d'expériences est de connaître la loi reliant le phénomène aux variables considérées. Pour y répondre, une expérimentation est

nécessaire. Bien entendu, lors de cette dernière, différentes valeurs seront données aux variables envisagées afin de connaître l'influence de ces variations sur le phénomène. L'expérimentateur est confronté au choix d'un plan d'expériences, lui permettant d'aboutir au résultat cherché sans exiger un nombre élevé d'essais.

Nous avons appliqué ces méthodes à l'étude des effets tribologiques inter apophysaire d'une unité vertébrale fonctionnelle faisant partie du rachis cervical. Pour ce faire nous avons mené une campagne de mesures à l'aide du banc d'essai réalisé. Pour ce faire, nous avons choisi les paramètres les plus influents (vitesse, angle intervertébral, et charge) et nous avons quantifié les surfaces usées obtenues au contact de l'os sur le silicone. En utilisant la méthode de planification des expériences nous avons élaboré le modèle mathématique décrivant le phénomène tribologique.

Dans ce cadre et par l'application de ces méthodes, nous avons procédé aux essais en ne prenant en compte que les paramètres les plus prépondérants qui étaient la vitesse du coulisseau de l'étau limeur, l'angle entre vertèbres, et la charge appliquée. Le calcul de régression a permis d'obtenir un modèle mathématique décrivant l'usure du disque en montrant les interactions des paramètres influents.

II.4.2.3. Caractéristiques et paramètres d'expérimentation

En tenant compte des conditions d'usure par l'évaluation de la surface usée qui a été assez significative à l'aide du microscope. , pour le cas extrême de charge et vitesse nous avons fixé le temps nécessaire à chaque manipulation à une heure.

La vitesse (X1) = +1, équivalent à 72 coups/mn.

L'angle (X2) = +1, équivalent à +18°

La charge (X3) = +1, équivalent à 90 N.

Après avoir choisi les paramètres les plus influents et leurs domaines de variation (tab 1), nous avons établi par la méthode statistiques de planification des expériences [29, 30, 31, 32] un plan de type $2^2.3^1$ (Tab 2).

Au regard à la diversité des unités, les valeurs des variables ont été codées :

$$(X_i = \frac{x_i - x_{i0}}{\Delta x}) \quad (II. 2)$$

L'usure était quantifiée par la mesure des surfaces usées en mm^2 .

Les rotations d'angle (X_2), d'une vertèbre sur l'autre, dans les plans horizontal et vertical sont assurées par le mouvement de translation alternatif du coulisseau de l'étau limeur sur une course de 90 mm; affecté du paramètre (X_1) matérialisant les vitesses respectives 34 et 72 coups/mn.

Les valeurs des charges appliquées (X_3) au système sont au nombre de trois (30 N, 60 N et 90 N).

Le matériau utilisé en substitution du disque intervertébral est le silicone élastomère ayant comme caractéristiques: une dureté 60 HRC et une résistance à la traction de 6.5 MPa [58].

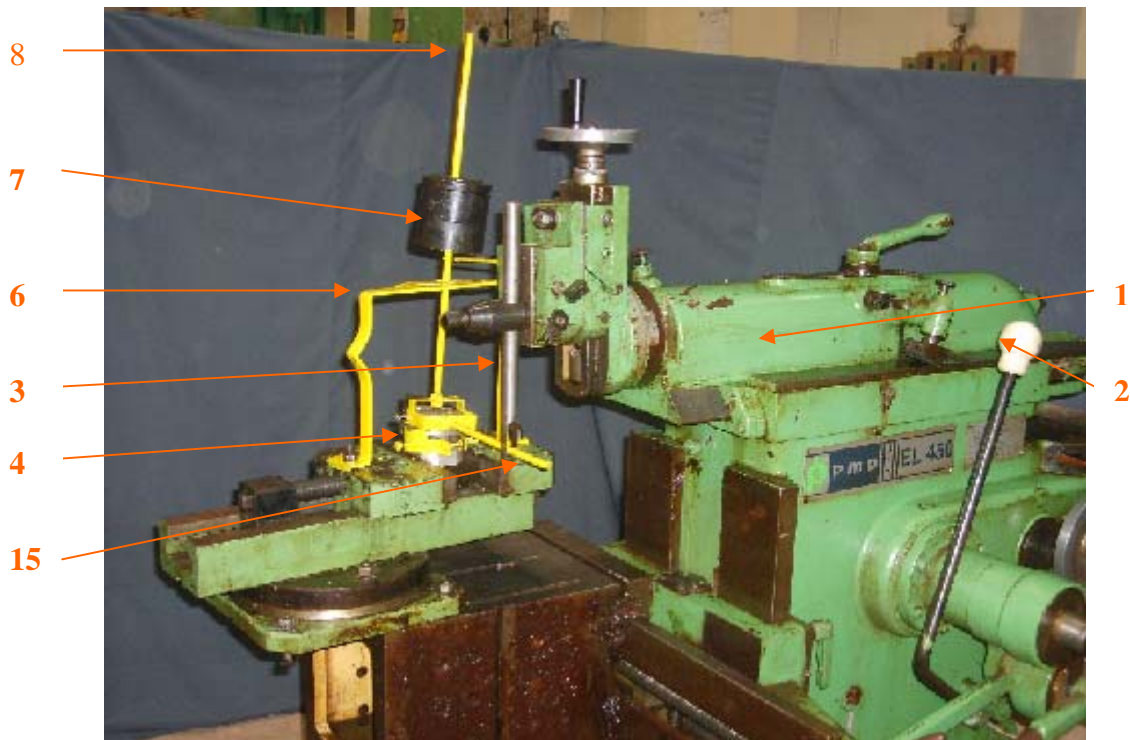


Figure II.9. Banc d'essai spécifique à la torsion axiale et l'inflexion latérale

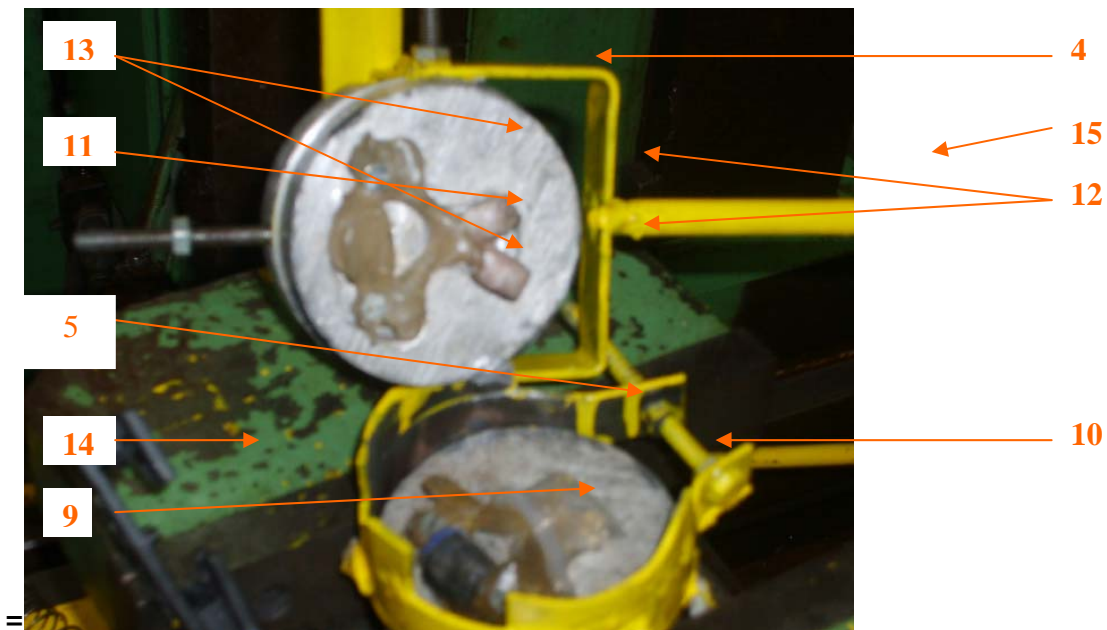


Figure II.10. Mécanisme de substitution d'une UVF spécifique à la torsion axiale et l'inflexion latérale

1. Coulisseau de l'étau limeur, 2- commande de démarrage, 3- pion d'entraînement, 4- matrice supérieure logeant la vertèbre, 5- matrice inférieure logeant la vertèbre, 6- support permettant le guidage de l'angle vertical, 7- charges, 8- axe d'entraînement angulaire et support des charges, 9- vertèbre inférieure, 10- silicone recouvrant les apophyses épineux, 11- vertèbre supérieure, 12- partie de l'os recouvrant les apophyses épineux, 13- vis de fixation de la vertèbre, 14- rotules remplaçant les ligaments et les muscles, 15- levier permettant la rotation entraîné par le pion.

II. 4.2.4-exécution des expériences

Les paramètres d'expérimentation sont résumés dans le tableau II.1.

Parameters	Unit	- 1	0	+ 1	ΔX_i
Speed of sliding piece (X_1)	Steep/min	34	53	72	19
Angle (X_2)	°	0	9	18	9
Load (X_3)	N	30	60	90	30

Tableau II.1. Les paramètres d'influence

N° exp.	X ₁	X ₂	X ₃	X ₁ X ₂	X ₁ X ₃	X ₂ X ₃	X ₁ X ₂ X ₃	X ₃ *	Y1	Y2	Y3	\bar{Y}
1	-	-	-	+	+	+	-	1/3	10,46	14,94	18,49	14,76
2	+	-	0	-	0	0	0	-2/3	25,86	24,46	28,51	26,2
3	-	+	+	-	-	+	-	1/3	18,15	25,49	22,06	21,9
4	+	+	-	+	-	-	-	1/3	17,30	23,62	22,53	21,15
5	-	-	0	+	0	0	0	-2/3	12,20	15,45	18,10	15,25
6	+	-	+	-	+	-	-	1/3	17,6	23,11	19,80	20,17
7	-	+	-	-	+	-	+	1/3	11,63	15,02	19,48	14,71
8	+	+	0	+	0	0	0	-2/3	22,55	27,59	22,81	24,65
9	-	-	+	+	-	-	+	1/3	16,76	19,59	17,84	16,56
10	+	-	-	-	-	+	+	1/3	14,2	18,61	16,56	16,27
11	-	+	0	-	0	0	0	-2/3	14,57	19,52	13,61	17,67
12	+	+	+	+	+	+	+	1/3	24	32,63	28,60	28,41

Tableau II.2. Expérimentation de type 2².3¹

II.4.2.5. Résultats et interprétations

Par l'analyse de régression [29, 30, 31, 32], on calcule les coefficients de régression

$$\bar{Y} = \frac{\sum_1^N X_0 Y}{\sum_1^N X_0^2} ; \quad \beta_{iu} = \frac{\sum_1^N X_i^* Y}{\sum_1^N X_i^{*2}} ; \quad \beta_0 = \bar{Y} - \frac{1}{C^*} \sum_1^k \beta_u$$

$$\beta_1 = 1.668; \beta_2 = 1.607; \beta_3 = 2.5; \beta_{12} = 0.322; \beta_{13} = 0.27;$$

$$\beta_{23} = 1.093 ; \beta_{123} = -0.25; \beta_{33} = -1.704$$

L'intervalle de confiance des coefficients ($|\Delta\beta_i| = S(b_i).t_{\alpha, f_y}$) pour $\alpha=0.05$ et $f_1 = N(m-1) = 24$ est égale à 0.95

$$\text{Avec: } t(0.05, 24) = 1.711.$$

Considérant uniquement les coefficients de régression significatifs répondant aux conditions du test de Student [30], le modèle aura la forme:

$$Y(X_i, \beta_i) = 19.80 + 1.668X_1 + 1.607X_2 + 2.5X_3 + 1.093X_2X_3 - 1.704X_3^2 \quad (\text{II.3})$$

La valeur expérimentale du critère de Fischer [31] est $F_{\text{exp}} = 1,385$; Le modèle (II.3) décrit donc le phénomène d'une manière adéquate.

a) Cas particuliers :

Pour une valeur moyennes et constante de la vitesse $X_1 = 53$ C/min, le modèle (II.3) s'écrira comme suit :

$$Y(X_i, \beta_i) = 19.80 + 1.607X_2 + 2.5X_3 + 1.093X_2X_3 - 1.704X_3^2 \quad (\text{II.3.1})$$

Sa surface de réponse est de la forme:

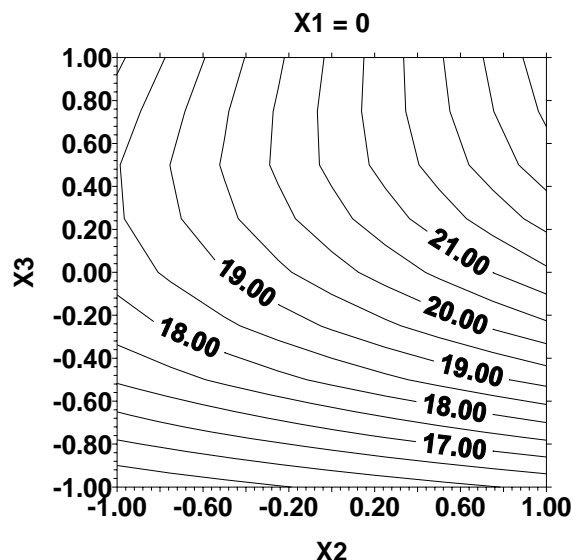


Figure II.11. Effet de l'angle de fonctionnement et de la charge sur l'usure

Pour une charge variant de 30 à 44.4 N, la variation de l'usure croît linéairement relativement à l'angle, elle croît non linéaire et rapide pour une charge comprise entre 44.4 et 74.4 N, et au delà de cette dernière charge l'usure croît d'une manière parabolique et lente pour atteindre une valeur de 23mm².

Les joueurs de rugby recevant de grandes charges dues aux chocs durant leur jeu, et les cas atteints de torticolis spasmodique déformant le rachis cervical sont des sujets présentant une dégénérescence précoce des articulations comme l'ont souligné Goubier [61] et Brunon [62]; ce qui concorde avec nos résultats.

Pour une valeur moyenne et constante de la vitesse $X_2 = 9^\circ$, le modèle (II.3) devient:

$$Y(X_i, \beta_i) = 19.80 + 1.668X_1 + 2.5X_3 - 1.704X_3^2 \quad (\text{II.3.2})$$

Sa surface de réponse

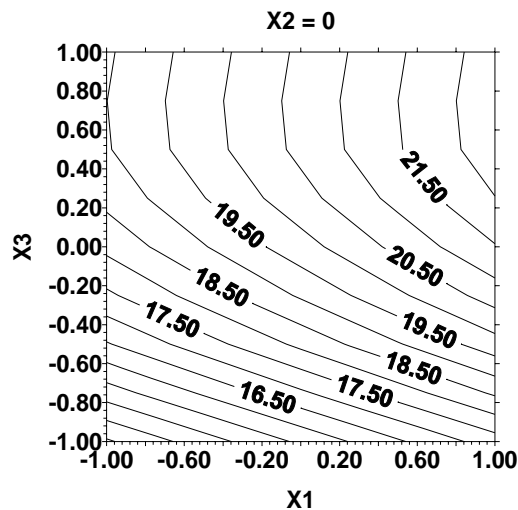


Figure II.12. Effet de la vitesse et de la charge sur l'usure.

Dans le domaine de croissance de la vitesse entre 34 et 72 coups/mn, l'usure croît d'une façon linéaire avec l'augmentation de la charge de 30 à 49.2 N, cette dernière croit aussi d'une manière non linéaire et rapide lorsque la charge varie de 49.2 à 66 N. Pour des charges supérieures, l'allure des contours devient non linéaire et lente.

Moroney [63] et Echarri [64] et ont constaté à l'aide de radiographies, que plus la charge portée sur la tête est importante plus les myélopathies cervicales apparaissent notamment sur une longue distance.

Pour une valeur moyenne et constante de la charge de 60 N, le modèle devient:

$$Y(X_i, \beta_i) = 19.80 + 1.668X_1 + 1.607X_2 \quad (\text{II.3.3})$$

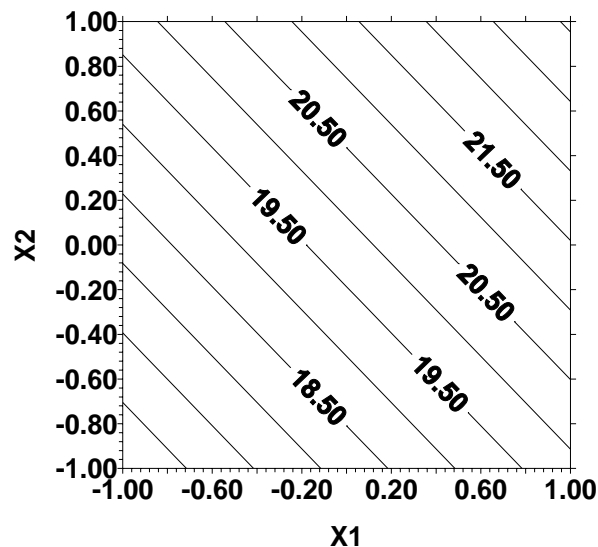


Figure II.13. Effet de la vitesse et de l'angle de fonctionnement sur l'usure

La figure ci dessus montre une allure croissante de l'usure pour des augmentations simultanées de l'angle de fonctionnement et de la vitesse.

Dans certaines professions, il est nécessaire d'effectuer des mouvements de flexion extension répétés (angles et vitesses), en conséquence les ligaments perdent leur élasticité d'après Brunon [62] et Friendenberg [65] et peuvent venir saillir dans la lumière du canal rachidien et anticiper des pathologies telles que les myélopathies cervicales.

II.4.3. Description du 2^{ème} Banc d'essai

Lors de cette deuxième expérimentation il s'agira de mesurer le temps mis pour résister à l'usure par fatigue du biomatériau utilisé pour recouvrir les apophyses épineuses à savoir la silicone élastomère.

A priori, les sollicitations combinées correspondraient à un mode de sollicitations plus approprié si l'on veut se rapprocher des configurations réelles. Cependant, notre étude sur l'usure par fatigue d'une unité fonctionnelle porte sur un domaine très peu connu ou les résultats expérimentaux sont très rares pour ne pas dire inexistant. Il semblerait, à notre sens, donc plus judicieux d'appliquer des sollicitations pures aux UVF afin de connaître la réponse de la structure sous des chargements simples. En outre, ces expérimentations vont aussi servir à déterminer l'influence de chacun des

apophyses épineuses prises séparément sur l'unité fonctionnelle. L'interprétation des résultats sera plus aisée car la modélisation de ces expérimentations est nécessaire pour valider le modèle « éléments finis ».

II.4.3.1. Déroulement des essais

Ce présent travail expérimental consiste donc, à modéliser le phénomène de la durée de vie du silicone élastomère soumis à l'usure par fatigue. Cette usure est traduite par l'application des facteurs les plus influents sur l'endommagement comme la charge appliquée et la vitesse. Afin d'atteindre notre objectif, nous avons mis au point ce deuxième banc d'essai nous permettant d'effectuer différents essais.

Cette manipulation est globalement similaire à celle utilisée dans la première partie, à la différence notable que la sollicitation unique appliquée est la flexion. En effet, les vertèbres sont toujours fixées à l'intérieur des matrices, Les apophyses épineuses de la vertèbre fixe sont recouvertes de silicone élastomère. Les mesures des différentes durées de vies de ce biomatériau sont réalisées à l'aide de deux horloges électriques qui s'arrêteront par un court circuit provoqué au moment de l'endommagement de cette matière de substitution par l'usure par fatigue.

Pour exécuter nos essais, nous avons adopté un plan de 3^2 nécessitant 9 expériences à 2 répétitions. Les paramètres considérés sont la charge et la vitesse, chacun d'eux à trois niveaux.

Par l'analyse de régression nous essayerons d'aboutir à un modèle mathématique régissant la durée de vie du biomatériau soumis à l'usure par fatigue, et ce, en fonction des paramètres cités plus haut, charges et vitesses. La surface de réponse que nous obtiendrons nous permettra d'avoir une idée sur les optimums des durées de vie de ce matériau éventuellement.

II.4.3.2. Description du banc d'essai

Ce deuxième banc d'essai est toujours installé sur la même machine outil qu'est l'étau limeur produisant le mouvement de flexion répété nécessaire à notre expérimentation. Par l'intermédiaire d'une lame fixé sur le porte outil du coulisseau,

servant à l'entraînement la tige. Cette dernière transmettra à son tour ce mouvement à la vertèbre placée au niveau de la matrice supérieure. Un ressort de rappel ayant pour rôle de ramener la tige d'entraînement, une fois que le coulisseau atteigne la fin de sa course. La matrice inférieure est fixe, dans laquelle est logé aussi la deuxième vertèbre.

Il est utile de rappeler à notre sens que les apophyses de la vertèbre supérieure et inférieure sont recouvertes avec des bagues en bronze. Concernant la vertèbre inférieure les apophyses sont enveloppées avec du silicone élastomère.

Un circuit électrique spécifique a été élaboré pour relier les deux horloges avec du courant électrique 12 Volts obtenu grâce à un transformateur 5 (Fig.II.14).

Chacune des deux horloges est reliée aux deux apophyses épineuses de la vertèbre fixe et mobile. Une fois le biomatériau s'endommagera : conséquence de l'usure par fatigue, un court circuit s'établira avec l'horloge correspondante qui sera immédiatement arrêtée après la mise hors d'usage d'un fusible de protection. Ainsi, nous allons quantifier le temps correspond à la durée de vie de ce biomatériau soumis à des conditions de charges et de vitesses prédéterminées.



Figure II.14. Banc d'essai usure par fatigue

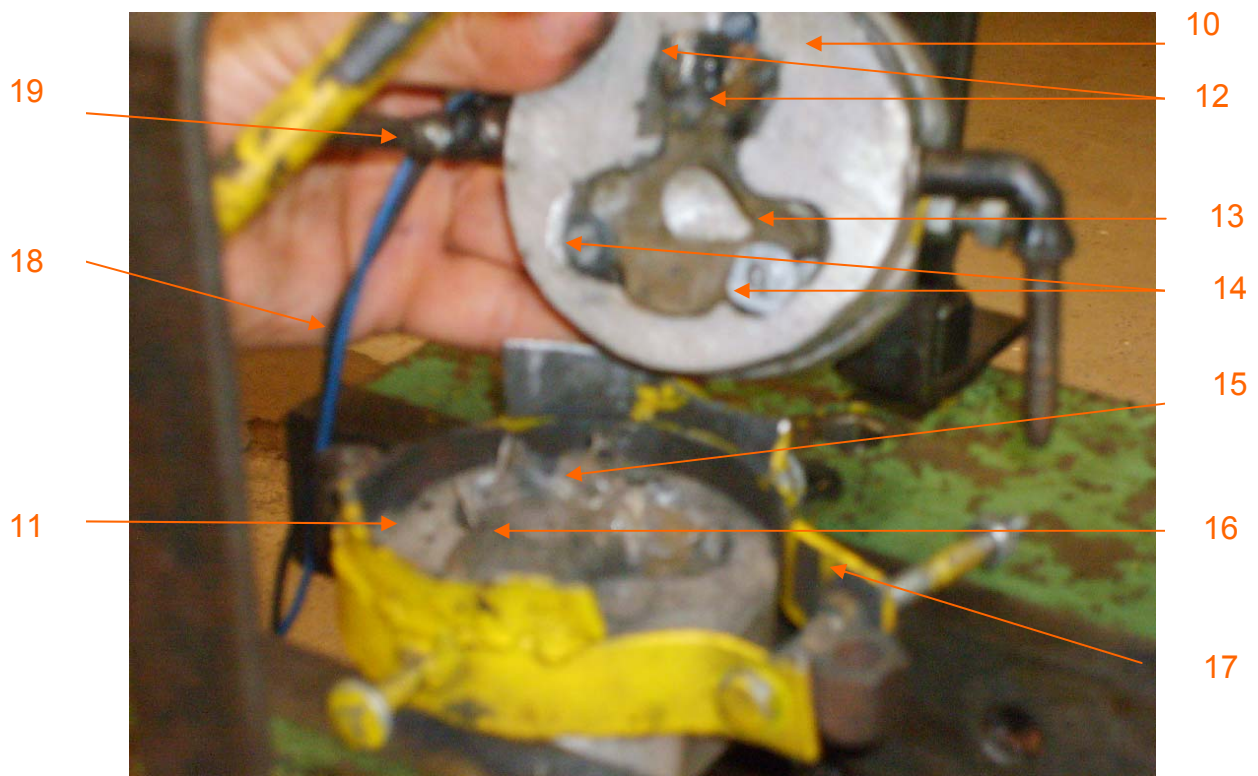


Figure II.15. Mécanisme de substitution de l'UVF pour la flexion.

1-Etau limeur, 2-levier de commande, 3- Horloges électriques, 4- masses, 5- transformateur de courant 220/12V, 6-tige d'entraînement,7- ressort de rappel, 8-fils électriques, 9- banc d'essai (matrices supérieures et inférieures),10-Matrice supérieure logeant la vertèbre mobile, 11- Matrice inférieure logeant la vertèbre fixe, 12- bague en bronze recouvrant les apophyses épineuses de la vertèbre mobile, 13- vertèbre mobile, 14- vis de fixation de la vertèbre, 15- vertèbre fixe, 16-silicone recouvrant les apophyses épineuses de la vertèbre fixe, 17-collier de serrage, 18- fils conducteurs d'électricité, 19- pions d'articulation.

a) Caractéristiques des paramètres d'expérimentation

La charge (X_1) est placée au niveau de la tige d'entraînement appliquée sur les vertèbres. Nous avons utilisé trois charges de 50, 100 et 150 N.

La vitesse (X_2) de flexion au niveau de l'unité vertébrale fonctionnelle est assurée par le mouvement de translation alternatif du coulisseau de la machine outil grâce à laquelle nous pourrions sélectionner différentes vitesses.

b) Matériaux utilisés

Nous avons recouvert les apophyses épineuses de la vertèbre mobile avec des bagues en bronze. Celles de la vertèbre fixe aussi avec des bagues en bronze, revêtues avec du silicone élastomère.

II.4.3.2. Exécution des expériences

Comme nous l’avons cité plus haut, nous avons adopté la méthode statistique de planification d’expériences [29, 73, 31, 32] du type 3². les valeurs des variables sont codées :

$$(X_i = \frac{x_i - x_{i0}}{\Delta x}) \tag{II.2}$$

Le résultat de l’usure par fatigue est quantifié par le nombre de cycles ou les temps représentant les durées de vie du biomatériau utilisé en heures.

Nous avons entamé cette série d’expériences avec les valeurs codées suivantes :

X₁ = -1 ce qui correspond à une charge de 50 N

Et X₂ = -1 correspondant à une vitesse de 36 coups/mn.

En résumé les paramètres d’expérimentation sont présentés dans le tableau II.3 :

Parameters	Unit	- 1	0	+ 1	Δ X _i
Speed of sliding piece (X ₁)	Steep/ min	36	54	72	18
Load (X ₂)	N	50	100	150	50

Tableau II.3. Variation des paramètres d’expérimentation

N° exp.	X ₁	X ₂	X ₁ X ₂	X ₁ [*]	X ₂ [*]	Y1	Y2	ȳ	Si ²	Ŷ	(ȳ - Ŷ) ² / 4
1	-	-	+	1/3	1/3	749	909	829	12800	1024,95	9599,10
2	0	-	0	-2/3	1/3	650	814	732	13448	807,56	1427,32
3	+	-	-	1/3	1/3	638	512	575	7638	673,95	2477,77
4	-	0	0	1/3	-2/3	610	778	694	14112	855,95	6556,95
5	0	0	0	-2/3	-2/3	598	754	676	12168	719,57	474,58
6	+	0	0	1/3	-2/3	385	561	473	15488	666,95	9404,15
7	-	+	-	1/3	1/3	476	644	560	14112	686,95	4029,07
8	0	+	0	-2/3	1/3	659	501	580	12482	631,57	664,86
9	+	+	+	1/3	1/3	547	389	468	12482	659,95	9211,20
Total									114730		

Tableau II.4. Expérimentation du type 3².

II.4.4. Résultats et discussions

L'intervalle de confiance des coefficients ($|\Delta\beta_i| = S(b_i).t_{\alpha, f_y}$) pour $\alpha=0.05$ et $f_1=N(m-1) = 9$ est égale à 1.833.

$$\text{Avec: } S(\beta_i) = (S_{\text{rep}}^2 / N.2)^{1/2} = 26.61$$

Donc le Test de Student:

$$\Delta\beta = t . S(\beta_i) = 1.833 . 26.61 = 48.77$$

Si nous considérons uniquement les coefficients de régression satisfaisant à la condition du test de Student [30], le modèle mathématique aura pour forme :

$$Y(X_i, \beta_i) = 775.41 - 94.5X_1 - 88X_2 + 81X_1X_2 - 125.65X_1^2 \quad (\text{II.4})$$

La valeur expérimentale du critère de Fisher [71] est $F_{\text{exp}} = 3,63$, La valeur théorique est :

$$F_{\text{exp}} = S^2_{\text{rés}} / S_{\text{rep}}^2 = 43845 : 12747.77 = 3.439$$

Nous affirmons que le modèle mathématique (II.4) décrit le phénomène étudié d'une manière adéquate.

D'où nous obtenons la surface de réponse suivante représentant X_1 en fonction de X_2 .

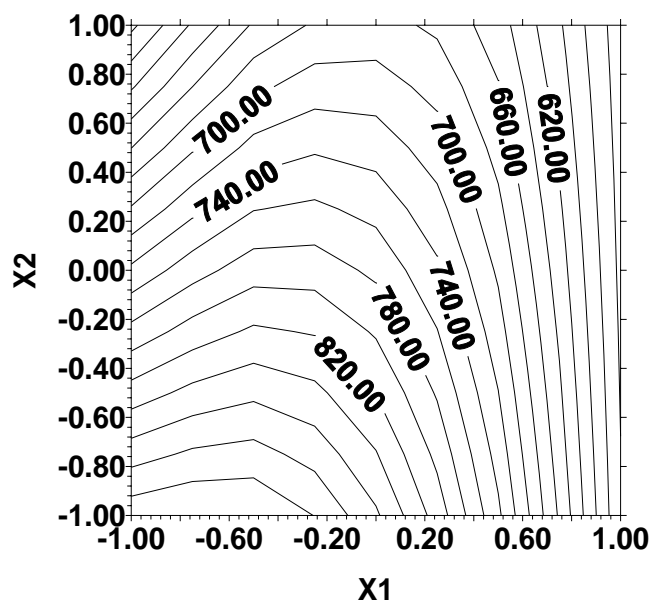


Figure II.16. Effet de la vitesse et de la charge sur la durée de vie du silicone élastomère.

A partir du graphe ci-dessus, nous remarquons que les effets de croissance simultanée de la vitesse et de la charge engendrent une décroissance non linéaire de la durée de vie du matériau. Les courbes montrent aussi que la charge a plus d'influence sur la durée de vie que la vitesse.

Ces constatations sont en complète harmonie avec les auteurs cités plus comme Jäger [41], Echarri [64], et Brunon [62] qui ont étudié les conséquences des intensités des charges portées sur la tête sur les vertèbres cervicales à l'aide de clichés.

II.5. Détermination de la durée de vie du silicone élastomère :

Les essais que nous avons réalisés nous ont permis de quantifier la durée de vie du silicone élastomère placé dans des conditions de charges et vitesses prédéterminées. A cet effet, le temps minimal mis par l'élastomère avant l'endommagement par l'usure par fatigue a été de **817 heures et 50 minutes**.

Par un calcul assez simpliste, nous pouvons évalué combien durera ce biomatériau une fois placé in vivo de l'être humain. Pour cela, nous prenons certaines données biologiques telles que le nombre moyen de sollicitations de flexion de la tête humaine durant 24 heures.

Etant donné que cette donnée est inexistante en bibliographie, car elle dépend de la nature des tâches que le sujet est appelé à accomplir quotidiennement. Nous nous sommes inspiré à évaluer par nous même le nombre de mouvements de flexion de la tête humaine effectué par 24 heures et nous l'avons fixé à 500.

Lors de nos expériences la vitesse du coulisseau extrême de l'étau limeur a été de 74 coups/mn.

La durée de vie en minutes du silicone durant nos expériences a été : 49070

Exprimons à présent le nombre de mouvement qu'on pourra produire durant cette durée sur la base de la vitesse de 74 coups/minute : 3631180 cycles.

Sur la base du nombre moyen de cycles que pourra effectuer un être humain qui a été fixé à 500 cycles/24heures, nous pouvons déduire aisément la durée de vie de ce biomatériau in vivo :

$$\frac{3631180}{500} = 7262 \text{ jours ou } 19,89 \text{ années.}$$

Sur les fondements de nos expérimentations nous pouvons affirmer que ce biomatériau placé in vivo peut durer avant de s'endommager une **vingtaine d'années**. Cela à notre sens est une durée perceptible durant laquelle un sujet pourra retrouver un confort et une autonomie plus ou moins appréciable.

Par ailleurs il faut préciser que les conditions de nos expérimentations ne sont identiques à ceux dans lesquels va évoluer le biomatériau que nous avons suggéré. A ce titre nous pouvons citer les paramètres spécifiques in vivo tels que la température et l'humidité qui ont leur importance mais leurs effets n'ont pas une grande conséquence sur le biomatériau proposé.

II.6. Conclusions

Nous avons abouti à des modèles mathématiques régissant les phénomènes tribologiques intervertébral étudié. A cet effet, nous devions réaliser une base de données expérimentales adéquates. Cet objectif a été rempli lors de cette campagne de mesures au cours de laquelle nous avons réalisé pratiquement deux bancs d'essai et un système de quantification des durées de vie inédit.

Le premier banc d'essai a permis de connaître les amplitudes des séquelles tribologiques sur un spécimen de deux vertèbres pour soumises aux sollicitations de torsion axiale et inflexion latérale.

Le deuxième a permis de réaliser des tests sur un spécimen de deux vertèbres en flexion.

Les essais dynamiques ont été exécutés à diverses vitesses de l'ordre de 72 cycles à la minute pour la valeur maximale, cela tout en contrôlant l'amplitude des mouvements afin de ne pas fausser accidentellement le matériau testé.

En plus des épreuves suivant plusieurs configurations (flexion, inflexion et torsion) nous pris en compte les effets des ligaments que nous avons substituer à un système de rotule au niveau des matrices logeant l'unité vertébrale fonctionnelle.

Le système de mesure du temps mis pour l'endommagement du biomatériau est inédit. Il permet de mesurer en continu et en simultanée les durées de vie respectives des deux apophyses épineuses de la vertèbre testée.

Cette campagne est une des plus importantes en termes de nombre d'essais, elle nous a permis de retirer deux types de résultats qui nous serviront pour la validation de l'utilisation du biomatériau, en l'occurrence le silicone élastomère in vivo.

Le résultat auquel nous sommes parvenu est que ce matériau aura une durée de vie de près de 20 années, ce qui est à notre sens un signe encourageant pour l'avenir.

Certes la totalité des paramètres in vivo, tels que l'humidité et la température, n'ont pas été pris en compte mais leur influence ne saurait modifier profondément ce résultat de 20 années de durée de vie.

Dans ce qui suivra nous nous intéresserons de près sur les charges supportées par les vertèbres. Elles sont issues des efforts et moments de diverses natures enregistrés au niveau des vertèbres supérieures et inférieures.