

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M. Ing

PAR
YANNICK-VINCENT BARIL

CONCEPTION ET MODÉLISATION D'UN SYSTÈME DE
FERMETURE DU STERNUM

MONTRÉAL, 5 OCTOBRE 2004

© Droits réservés de Yannick-Vincent Baril

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Vladimir Brailovski, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École technologie supérieure

Dr. Raymond Cartier, co-directeur de mémoire
Institut de Cardiologie de Montréal

Patrick Terriault, président du jury
Département de génie mécanique à l'École technologie supérieure

Carl-Éric Aubin, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY

LE 5 OCTOBRE 2004

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

CONCEPTION ET MODÉLISATION D'UN SYSTÈME DE FERMETURE DU STERNUM

Yannick-Vincent Baril

SOMMAIRE

Le présent mémoire a pour objectif de concevoir un système de fermeture (SDF) en alliage à mémoire de forme (AMF) réduisant le taux de rupture du sternum. Le système développé est une tresse tubulaire en AMF utilisant la superélasticité. La géométrie de ce système permet de diminuer de façon considérable la rigidité en flexion du SDF, ce qui facilite les manipulations. Cette géométrie permet aussi d'augmenter la surface de contact entre le SDF et le sternum diminuant du même coup les contraintes de surface.

La validation du système de fermeture s'est faite en trois étapes :

1. Un modèle par éléments finis 1D simule la fermeture du sternum par analogie avec un système de joint boulonné. Ce modèle a démontré qu'un SDF utilisant les AMF applique une charge 30 % supérieure à celle d'un fil d'acier standard n° 5.
2. Un modèle empirique prédit le comportement des tresses en AMF à partir des paramètres qui la définissent soit : le comportement d'un brin, le nombre de brins et l'avance par tours de la tresse. Ce modèle permet de déterminer les paramètres de la tresse qui répondront le mieux aux exigences d'un sternum précis.
3. Des essais en laboratoire permettent de comparer le SDF par tresse en AMF et le fil d'acier inoxydable standard à l'aide d'échantillons simulateurs de sternums. Ces essais ont montré que le système de fermeture en AMF conserve une charge résiduelle plus importante que celle des fils d'acier, peu importe le type de passage, la densité de l'os ou le type de chargement.

Tous les résultats obtenus montrent donc que le SDF par tresse en AMF est supérieure au SDF par fil d'acier inoxydable.

CONCEPTION AND MODELISATION OF A STERNUM CLOSURE SYSTEM

Yannick-Vincent Baril

ABSTRACT

The objective of this thesis is to develop a sternum closure system that will reduce the risk of sternum failure, without presenting the disadvantages of other existing fixations such as wire, ribbon or staple-based. A tubular shape memory alloy (SMA) braided structure, which tends towards a flat form when put in contact with the sternum, is proposed in this respect. The new closure system will be easy to manipulate due to its low flexural modulus. The risk of sternum failure caused by the patient rapid movement or cough will be also reduced because of the SMA capacity of maintaining a constant stress within a large interval of strain variations. The additional gain will be reached by the larger contact surface that the developed system offers as compared to the standard wire-based sternum closure system.

The new SMA-based sternum closure system was developed and in-vitro validated. First the new system was compared to the most popular stainless steel wire using a 1D finite element model. The results shown that the superelasticity of SMA allows the maintenance of a positive pressure at the sternum/sternum interface for external disturbances that are 30% higher then can be assured by the stainless steel wire. A prototype of the braided sternum closure system was then manufactured and tested in parallel with a standard stainless steel wire-based system. The experimental results confirmed the conclusions of numerical modeling.

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier en premier lieu mon amour Mélanie pour le support qu'elle m'a apporté tout au long de ces deux années et particulièrement pour les deux derniers mois pendant lesquels elle m'a nourri et corrigé. C'est maintenant à mon tour de prendre soin de toi pour la fin de ta scolarité de doctorat.

Je voudrais aussi remercier mon directeur Vladimir Brailovski qui m'a soutenu et encouragé pendant les nombreuses années passées à travailler avec lui dans ce qui est devenu le laboratoire sur les matériaux et les systèmes intelligents (LAMSI).

Je remercie également mon codirecteur Raymond Cartier pour avoir suggéré ce projet et pour ses conseils éclairants. Merci aussi à Patrick Terriault qui m'a aidé toutes les fois où j'en ai eu besoin. Finalement, je remercie Carl-Éric Aubin pour l'attention particulière qu'il a portée à la lecture de mon mémoire.

Je ne peux pas non plus passer sous silence la collaboration inestimable de toute l'équipe du LAMSI. Je pense ici à Vincent, François, Édouard, Philippe, Éléna, Oliver, François-Simon et à toute l'équipe de Français de laboratoire qui ont croisé nos routes durant toutes ces années. Merci pour toutes ces heures passées à discuter du pour et du contre de telles ou telles façons de faire les choses, du meilleur endroit où aller prendre une bière (McLane), de la façon de faire tourner un agneau sur une broche en pleine forêt, et aussi, tout simplement merci pour tous ces agréables moments perdus à discuter.

Merci à toute ma famille sans qui je ne serais pas rendu là où je suis et à qui je dois une grande partie de cette pile de papier. Merci à Monique qui s'est farci la lecture de ce document, à Raymond pour sa bonhomie et à ma sœur Geneviève à qui je souhaite une belle fin de vie étudiante.

Un gros merci à Yvon Robert qui, au moment opportun, m'a appris à croire en moi. Il y a trop longtemps que nous nous sommes vus, Yvon, mais je te dois gros.

Je voudrais, finalement, remercier Mère Nature qui a fait en sorte, en cet été 2004, que je ne regrette pas (trop) d'être cloîtré à l'intérieur en compagnie de mon ordinateur. Elle m'a rendu la tâche plus facile.

TABLES DES MATIÈRES

	Pages
SOMMAIRE	i
ABSTRACT	ii
REMERCIEMENTS	iii
TABLES DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	x
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES.....	xviii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 RECENSION DES ÉCRITS	3
1.1. Sternotomie et fermeture du sternum.....	3
1.1.1. Caractéristiques des systèmes de fermeture.....	6
1.1.2. Systèmes de fermeture existants	7
1.2. Alliages à mémoire de forme	9
1.2.1. Propriétés thermomécaniques des alliages à mémoire de formes.....	10
1.2.2. Biocompatibilité des AMF	19
1.2.3. Applications biomédicales	22
1.3. Modélisation.....	24
1.3.1. Modèle de chargement	24
1.3.2. Modèles physiques de laboratoire.....	25
1.3.3. Modèles mathématiques.....	30
1.4. Conclusion	32
CHAPITRE 2 CONCEPT PROPOSÉ ET MÉTHODOLOGIE DE VALIDATION.....	33
2.1. Techniques utilisées pour répondre aux exigences fixées.....	34
2.1.1. Aspect géométrique.....	34
2.1.2. Aspect du matériau.....	40
2.2. Solution retenue	43
2.3. Modélisation du système de fermeture	44
2.3.1. Simplification du modèle	44

2.3.2.	Paramètres pertinents à mesurer.....	46
2.4.	Conclusion	48
CHAPITRE 3 MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS 1D.....		
		49
3.1.	Analogie au système de joint boulonné	49
3.2.	Évaluation des paramètres du modèle.....	56
3.2.1.	Modélisation des fils de NiTi.....	57
3.2.2.	Modélisation des fils d'acier	62
3.2.3.	Modélisation de la strate surfacique.....	65
3.2.4.	Modélisation de la strate centrale.....	69
3.3.	Utilisation du modèle	71
3.4.	Prise de mesures.....	73
3.4.1.	Construction du graphique de la charge résiduelle en fonction de la charge extérieure	74
3.4.2.	Construction du graphique de déplacement suite à l'ouverture	76
3.5.	Résultats	76
3.5.1.	Résultats numériques obtenus pour la charge résiduelle.....	76
3.5.2.	Résultats numériques obtenus pour le déplacement lors de l'ouverture	78
3.5.3.	Comportement des éléments du SDF dans le plan force-déplacement.....	79
3.6.	Discussion	81
CHAPITRE 4 RECHERCHE D'UNE ÉQUATION RÉGISSANT LE COMPORTEMENT DES TRESSSES		
		82
4.1.	Problématique	82
4.2.	Méthodologie	83
4.3.	Définition des variables géométriques d'une tresse.....	83
4.4.	Détermination de l'équation empirique et de ses paramètres	84
4.4.1.	Hypothèse permettant de faire concorder les allongements normalisés	85
4.4.2.	Hypothèse permettant de trouver une fonction de multiplication entre la tresse et le monofilament.....	86
4.4.3.	Détermination de l'équation de transformation	87
4.4.4.	Détermination des paramètres de la fonction multiplicative ainsi que du paramètre d'étirement.....	94
4.5.	Validation de la fonction empirique.....	105
4.6.	Extrapolation pour une tresse de NiTi	106
4.6.1.	Caractérisation d'un monofilament de NiTi	106
4.6.2.	Caractérisation de la tresse de NiTi 24 fils avec une avance de 12,7 mm	107
4.6.3.	Résultats du modèle pour les tresses de NiTi.....	108
4.7.	Étude de cas.....	110

4.8.	Discussion	114
CHAPITRE 5	VALIDATION EXPERIMENTALE.....	117
5.1.	Matériel	119
5.2.	Fonctionnement.....	119
5.3.	Méthode.....	122
5.3.1.	Les fils.....	124
5.3.2.	Densité de l'os et type de passage.....	125
5.3.3.	Chargement	126
5.4.	Prise de mesure	128
5.4.1.	Mesure de la charge résiduelle.....	128
5.4.2.	Mesure de la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture	129
5.5.	Résultats	129
5.5.1.	Résultats sur la charge résiduelle	129
5.5.2.	Résultats sur la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture	132
5.5.3.	Autres résultats.....	133
5.6.	Discussion	135
DISCUSSION GÉNÉRALE	137
CONCLUSION	141
ANNEXES		143
1 :	Systèmes de fermetures connexes.....	144
2 :	Description des modèles de système de fermeture.....	149
3 :	Caractérisation des AMF.....	153
4 :	Fichiers de commande du modèle 1D.....	163
5 :	Analyses statistiques sur les variables de la fonction multiplicative	174
6 :	Analyses statistiques pour le plan d'essai du modèle en laboratoire	184
BIBLIOGRAPHIE	187

LISTE DES TABLEAUX

	Pages
Tableau I	Comparaison de coefficients de susceptibilité magnétique 22
Tableau II	Ouverture de quatre types de systèmes de fermeture et de leur échantillon de contrôle, appliqués sur des sternums de mouton, la mesure est prise au 150e cycle d'une force de chargement de 100 N..... 27
Tableau III	Données de séparation du sternum du sujet cadavérique pour un SDF à fil en acier inoxydable en fonction de la position du capteur pour un chargement latéral de 220 ± 40 N..... 28
Tableau IV	Comparaison entre les moments d'inertie selon x et y pour le fil, le ruban et la tresse..... 38
Tableau V	Comparaison de la géométrie de trois systèmes de fermeture 39
Tableau VI	Valeur des paramètres du modèle SMA de <i>ANSYS</i> pour les fils en AMF 60
Tableau VII	Valeur des paramètres du modèle BISO de <i>ANSYS</i> pour un fil d'acier inoxydable n° 5 de marque <i>Ethicon</i> 64
Tableau VIII	Valeur des paramètres du modèle BISO de <i>ANSYS</i> pour la strate surfacique (épaisseur de 5 mm)..... 69
Tableau IX	Valeur des paramètres du modèle BISO de <i>ANSYS</i> pour la strate centrale (épaisseur de 20 mm)..... 71
Tableau X	Séquence des essais numérique 1D..... 72
Tableau XI	Modalités pour les 2 variables d'entrée 96
Tableau XII	Analyse de variance pour la valeur de sortie μ 101
Tableau XIII	Explication de la variance R et variables significatives pour les cinq variables de sortie..... 102
Tableau XIV	Coefficients de régression pour chaque variable de sortie..... 104
Tableau XV	Coefficients des termes pour chaque variable de sortie (NiTi)..... 108
Tableau XVI	Charge maximale que peut supporter une tresse avec une avance de 19 mm en fonction de son nombre de brins 111

Tableau XVII	Résumé des modalités du plan d'expérience utilisé pour comparer le comportement de deux SDF.....	122
Tableau XVIII	Effets des variables d'interaction qui sont confondues.....	123
Tableau XIX	Points de prise de mesure en fonction de la modalité.....	129
Tableau XX	Effet estimé des facteurs sur la charge résiduelle relative	131
Tableau XXI	Propriétés idéalisées du Nitinol testé à différentes températures.....	161
Tableau XXII	Analyse de variance pour la charge résiduelle.....	186

LISTE DES FIGURES

	Pages
Figure 1	Schéma d'une sternotomie 4
Figure 2	Composition du sternum 5
Figure 3	Illustration d'une fermeture du sternum par fil : a) sternum découpé; b) sternum refermé à l'aide de sept fils de fermeture 6
Figure 4	Rupture d'un sternum relié avec un SDF à fils : a) SDF transsternal; b) SDF péri-sternal..... 8
Figure 5	Shémas d'un chargement thermomécanique complexe sur deux matériau : a) un acier; b) un alliage nickel-titane..... 11
Figure 6	Transformation de phase entre l'austénite et la martensite..... 11
Figure 7	Diagramme d'état simplifié..... 13
Figure 8	Diagramme de d'état classique avec les plages de transformation..... 14
Figure 9	Chemin thermomécanique d'un alliage à mémoire de forme : a) diagramme d'état; b) diagramme contrainte-déformation-température 15
Figure 10	Génération de contrainte dans le plan contrainte-température..... 16
Figure 11	Chargement mécanique d'un alliage superélastique : a) diagramme d'état; b) diagramme <i>contrainte-déformation</i> 17
Figure 12	Sous-boucle d'hystérésis 18
Figure 13	Illustration de la variation de comportement en fonction de la vitesse de chargement 18
Figure 14	Courbes de contrainte-déformation qui comparent le Nitinol avec des tissus biologiques 21
Figure 15	Effet d'un échantillon métallique sur une image produite par IRM 22
Figure 16	Agrafe de Nitinol pour l'ostéosynthèse 23
Figure 17	Stent pour l'œsophage Ultraflex™ 24
Figure 18	Attaches utilisés pour fixer les sternums sur le banc d'essai 26

Figure 19	Système permettant de charger le sternum des spécimens cadavériques	28
Figure 20	Courbes force-déplacement de modèles de polyuréthane, en gras (0,24 g/cm ³ (LDPU) et 0,48 g/cm ³ (HDPU)), se faisant découper par un fil d'acier, ainsi qu'un modèle biologique de porc lignes fines	30
Figure 21	Contraintes de Von Mises dans un os causées par un fil d'acier n° 5 standard ou par un ruban. Calcul par éléments finis	31
Figure 22	Illustration de la différence d'inertie d'un ruban selon deux modes de flexion, autour de l'axe x et autour de l'axe y.....	36
Figure 23	Comparaison entre la forme méplate que prend un tube tressé lorsqu'il est mis en contact avec une surface et la forme d'un fil d'acier	39
Figure 24	Principe de fonctionnement du premier mode de chargement dans le plan contrainte déformation.....	42
Figure 25	Démonstration du deuxième mode de fonctionnement dans le plan contrainte-déformation.....	43
Figure 26	Transmission des forces générées par la pression interthoracique par les côtes au sternum	45
Figure 27	Simplification du comportement du sternum par symétrie	46
Figure 28	Séquence d'installation (a-b) et d'un chargement du par exemple à une quinte de toux (c-d) suivi d'un déchargement (e)	47
Figure 29	Simulation d'un assemblage bolonné par des ressorts en tension et en compression.....	50
Figure 30	Application de la charge F_i au SDF. Le fil est mis en tension et le sternum est mis en compression par une charge identique	51
Figure 31	SDF à l'équilibre et sa déformation lors de l'application d'une charge F	52
Figure 32	Comparaison de l'impact sur la force au contact entre le SDF et le sternum (F_c) et sur la force extérieure causant l'ouverture du sternum (F_o) entre un SDF rigide ($k_{fil(R)}$) et un SDF souple ($k_{fil(S)}$); $k_{fil(R)} > k_{fil(S)}$	53
Figure 33	Définition des strates pour le modèle du sternum.....	54

Figure 34	Assemblage de ressorts représentant le comportement du sternum.....	55
Figure 35	Comportement du matériau AMF avec les paramètres d'entrée.....	58
Figure 36	Essai de traction sur un fil AMF Ti-50,8at.% Ni à une température de 30 °C avec le modèle imposé à <i>ANSYS</i>	59
Figure 37	Représentation du paramètre de la transformation de déformation maximale tel que modélisé dans <i>ANSYS</i> 8.0.	61
Figure 38	Effet de l'aire de section d'un élément SMA sur son comportement	62
Figure 39	Comportement du matériau BISO avec les paramètres d'entrés	63
Figure 40	Essais de traction sur un fil d'acier inoxydable n° 5 de marque <i>Ethicon</i> et la courbe modélisée dans <i>ANSYS</i> (trait gras).....	64
Figure 41	Montage de compression des simulateurs d'os en polyuréthane	66
Figure 42	Essais de compression à l'aide de plaquette de 0,8 mm sur deux densités de polyuréthane	66
Figure 43	Schémas d'un essai de compression visant à séparer le comportement de la surface du comportement générale de la pièce en contact	67
Figure 44	Comparaison entre les courbes force-déplacement d'un échantillon fin versus une échantillon épais	68
Figure 45	Impact de la strate centrale, sur le déplacement d'un poinçon à la surface d'un sternum totale	70
Figure 46	Construction d'un graphique des charges résiduelles en fonction des charges extérieures ($A < B < C$)	75
Figure 47	Charge résiduelle en fonction de la charge extérieure pour quatre diamètres de fil de NiTi et un fil d'acier n° 5 en simulant un sternum de 0,24 g/cm ³	77
Figure 48	Charge résiduelle en fonction de la charge extérieure pour quatre diamètres de fil de NiTi et un fil d'acier n° 5 en simulant un sternum de 0,48 g/cm ³	78
Figure 49	Ouverture maximale de la jonction sternum/sternum en fonction de la charge extérieure	79
Figure 50	Comparaison des courbes de force-déplacement pour les différents éléments simulés ainsi que le seuil de précharge	80

Figure 51	Tresse tubulaire de 8 brins de diamètre (d). Les autres paramètres sont le diamètre intérieur de la tresse (D) et l'avance.....	84
Figure 52	Application de l'hypothèse 1 : a) tresse et monofilament lors de l'essai de traction; b) tresse et monofilament après l'application de l'équation d'étirement.....	86
Figure 53	Application de l'hypothèse 2 : a) tresse et monofilament étirés; b) fonction de transformation; c) monofilament étiré multiplié par la fonction de transformation.....	87
Figure 54	Montage de l'échantillon sur la machine de traction; a) cadre supportant l'échantillon, b) positionnement et découpage du cadre une fois installé sur la machine.....	88
Figure 55	Comportement du monofilament de nylon <i>Maxima</i> lors d'un essai de traction pour 10 échantillons de 55 mm avec une vitesse d'allongement de 5,5 mm/min.....	88
Figure 56	Coefficient de variation en fonction de la déformation d'ingénierie lors des essais de traction sur le monofilament.....	89
Figure 57	Essai de répétitivité pour 4 tresses de 65mm avec une vitesse d'allongement de 6,5 mm/min les tresses sont composées de 24 monofilaments avec avance de 25,4 mm; courbes brutes et moyenne.....	90
Figure 58	Coefficient de variation en fonction de l'allongement normalisé lors des essais de traction sur la tresse (évalué sur quatre échantillons).....	90
Figure 59	Fonction de multiplication entre une tresse composée de 24 monofilaments avec une avance de 25,4 mm et le monofilament <i>Maxima perfexion 4lb</i>	92
Figure 60	Courbe force-allongement normalisé d'une tresse interpolée à partir d'un monofilament par la fonction d'étirement et par la fonction multiplicative non linéaire.....	93
Figure 61	Courbe force-allongement normalisé d'une tresse interpolée à partir d'un monofilament par la fonction d'étirement et par la fonction multiplicative linéaire.....	94
Figure 62	Exemple d'un plan d'expérimentation à deux variables et trois modalités (3^2).....	95

Figure 63	Différence entre les réponses de deux types de plan d'expérimentation : a) le plan à deux modalités (2^k); b) le plan à trois modalités (3^k).....	97
Figure 64	Programme servant à récupérer les variables de fonctions de transformation empiriques	98
Figure 65	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie μ de l'équation empirique : a) carte des valeurs moyennes (carte X-bar); b) carte des étendus (carte R).....	100
Figure 66	Graphique de Pareto pour la variable de sortie : μ	102
Figure 67	Surface de tendance pour la variable de sortie : μ (cos)	103
Figure 68	Analyse des résidus pour la variable de sortie : μ	104
Figure 69	Interpolations entre une tresse de 24 fils avec une avance de 12,7 mm : a) interpolation utilisant la fonction multiplicative non linéaire; b) interpolation utilisant la fonction multiplicative linéaire.....	105
Figure 70	Courbes de traction et courbe moyenne (Noir gras) d'un monofilament de NiTi: a) 10 ^e cycle (0 N – 8 N – 0 N); b) traction à la rupture. Monofilament NiTi 0,1 mm.....	107
Figure 71	Courbes de traction et courbe moyenne (Noir gras) : a) 10 ^e cycle de chargement [0 N – 150 N – 0 N]; b) traction à la rupture	108
Figure 72	Courbes d'interpolation pour une tresse de 24 brins ayant une avance de 12,7 mm.....	109
Figure 73	Courbes de traction moyenne (Noir gras) ainsi que les deux courbes d'interpolation non linéaire et linéaire: a) Modélisation avec le facteur d'étirement E; b) sans le facteur d'étirement.....	109
Figure 74	Interpolation proportionnelle sur un cycle complet (chargement déchargement).....	110
Figure 75	Interpolation d'un fil de NiTi vers une séquence de SDF par tresse ayant toutes une avance de 19 mm.....	112
Figure 76	Interpolation d'un fil de NiTi vers une séquence de SDF par tresses de 24 brins	113
Figure 77	Comparaison du comportement d'une tresse de 24 brins (avance de 12,7 mm) avec son modèle d'interpolation ainsi qu'avec les précharges de 165 N de l'étude et celle recommandée de 275 N	114

Figure 78	Schéma du banc d'essai	118
Figure 79	Photo du banc d'essai.....	118
Figure 80	Banc d'essai supportant la précharge.....	120
Figure 81	Banc d'essai subissant une force extérieure de moyenne importance	120
Figure 82	Banc d'essai subissant une force extérieure importante	121
Figure 83	État stable du banc d'essai après un chargement ayant dégradé le sternum.....	121
Figure 84	Force maximale à la rupture d'une tresse de NiTi de 24 fils et 12,5 mm d'avance	124
Figure 85	Comparaison des courbes de traction d'un tresse en NiTi de 24 brins et 12,5 mm d'avance et du cisaillement de deux densités de polyuréthane par une plaquette de 0,8 mm d'épaisseur	125
Figure 86	Géométrie des deux sternums en polyuréthane : a) sternum pour passage transsternal et b) pour passage péristernal	126
Figure 87	Exemple d'une séquence de chargement statique.....	127
Figure 88	Exemple de chargement en fatigue	128
Figure 89	Graphique de Pareto Standardisé pour la charge résiduelle relative...	130
Figure 90	Estimé des surfaces de réponse pour la charge résiduelle relative en fonction des quatre variables d'entrées	132
Figure 91	Schéma représentant l'effet de bras de levier survenant lors des essais en laboratoire	133
Figure 92	Ouverture du modèle de sternum à une charge de 445 N, le SDF en place est une tresse de NiTi installée sur du polyuréthane de 0.48 g/cm^3 de façon péristernale avec une précharge de 200 N par fil	134
Figure 93	Charge résiduelle en fonction du nombre de cycles pour une charge de 400 N, le SDF en place est une tresse de NiTi installée sur du polyuréthane de $0,48 \text{ g/cm}^3$ de façon péristernale avec une précharge de 200 N par fil.....	134
Figure 94	Machine de traction.....	155

Figure 95	Machine de traction à vis montée sur bain thermique et équipement d'acquisition de données	156
Figure 96	Banc de l'Enduratec	156
Figure 97	Courbes de contraintes apparentes/déformations réelles du NiTi à différentes températures	157
Figure 98	Courbes expérimentales versus courbes modélisées pour différentes températures	160
Figure 99	Courbes idéalisées du Nitinol à différentes températures	162
Figure 100	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie μ de l'équation empirique	175
Figure 101	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie η de l'équation empirique	176
Figure 102	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie α de l'équation empirique	176
Figure 103	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie β de l'équation empirique	177
Figure 104	Cartes de contrôle pour la valeur de sortie E de l'équation empirique	177
Figure 105	Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable μ	178
Figure 106	Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable η	179
Figure 107	Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable α	179
Figure 108	Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable β	180
Figure 109	Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable E	181
Figure 110	Surface de réponse pour la variable μ	181
Figure 111	Surface de réponse pour la variable η	182
Figure 112	Surface de réponse pour la variable α	182
Figure 113	Surface de réponse pour la variable β	182
Figure 114	Surface de réponse pour la variable E	183

Figure 115	Cartes de contrôle; a) carte de variabilité entre les modalités b) carte de variabilité inter modalité	185
Figure 116	Graphique des résidus pour la charge résiduelle.....	186

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES

d	Diamètre du brin, m
D	Diamètre intérieur des tresses ou diamètre d'un fil, m
δ	Allongement normalisé, %
Δ_{Sur}	Déplacement de la strate surfacique, m
$\Delta_{\text{Sur}_{\text{pla}}}$	Déplacement de la strate surfacique non récupérable, m
$\Delta_{\text{Ouverture}}$	Déplacement de l'interface sternum/sternum, m
Δ_{Fil}	Élongation du fil du système de fermeture, m
ε	Déformation réelle
ε_{ing}	Déformation d'ingénierie
$\varepsilon_{\text{trans}}$	Déformation de transformation maximale
E_{tan}	Module de rigidité tangent, Pa
E_x	Module d'Young axiale, Pa
F	Force, N
F_c	Force de contact entre le sternum et le système de fermeture, N
F_o	Force qui cause l'ouverture du système de fermeture, N
k	Rigidité, N/m
l	Largeur, m
L	Longueur, m
L_0	Longueur initiale, m
P	Pression relative, Pa
r	rayon, m
σ	Contrainte, N/ mm ²
σ_{Ms}	Contrainte de début de transformation martensitique, Pa
σ_{Mf}	Contrainte de fin de transformation martensitique, Pa
σ_{As}	Contrainte de début de transformation austénitique, Pa
σ_{Af}	Contrainte de fin de transformation austénitique, Pa

σ_{pla}	Contrainte de début de déformation plastique, Pa
A	Phase purement auténitique
M	Phase purement martensitique
M_s	Température de début de transformation martensitique, °C
M_f	Température de fin de transformation martensitique, °C
A_s	Température de début de transformation austénitique, °C
A_f	Température de fin de transformation austénitique, °C
mmHg	Pression en millimètre de mercure
E	Facteur d'étirement
$f(\delta)$	Fonction de multiplication
R^2	Coefficient de détermination
LAMSI	Laboratoire des Matériaux et Systèmes Intelligents
AMF	Alliage à Mémoire de Forme
SDF	Système de fermeture
SDFG	Système de Fermeture Globale
NiTi	Alliage de nickel et de titane approximativement equiatomique
1D	Une dimension
2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions

INTRODUCTION

Les systèmes de fermeture du sternum sont utilisés lors de l'étape finale d'une opération à cœur ouvert. Ces systèmes sont pour la plupart permanents, c'est-à-dire qu'ils demeurent sur le patient à vie. Actuellement, il existe trois grandes catégories de systèmes : les fils d'acier inoxydable, les rubans d'acier inoxydable ou de fibres plastiques ainsi que les agrafes, qui sont le plus souvent en acier inoxydable, mais peuvent aussi être en alliage à mémoire de forme.

Ces systèmes de fermeture présentent certains problèmes qui peuvent entraîner des complications postopératoires telles que le bris du sternum ou une hémorragie interne suite à la coupure des tissus musculaires. Ainsi, certains systèmes présentent une faible aire de contact entre l'os et le système, ce qui induit une contrainte élevée à l'interface et une détérioration des tissus osseux. D'autres systèmes présentent une rigidité trop élevée, ce qui complexifie les manipulations lors du processus d'installation et diminue l'adaptabilité à la géométrie variable du sternum. Enfin, certains systèmes sont trop souples et peuvent entraîner la séparation du sternum. De telles complications sont plus fréquentes chez certaines populations à risque : par exemple, les personnes âgées, obèses, diabétiques, ayant des difficultés respiratoires ou souffrant d'ostéoporose.

Par la modification de la géométrie des systèmes existants ainsi que par l'introduction de nouveaux matériaux comme les alliages à mémoire de forme, le présent mémoire a donc pour objectif de développer un système à la fois souple et rigide, de réduire les contraintes appliquées sur le sternum, et par le fait même, de diminuer les risques de complications.

Pour répondre à ces objectifs, les caractéristiques des systèmes de fermeture existants et les propriétés des alliages à mémoire de forme seront recensées. Les techniques de modélisation couramment utilisées seront également décrites. Par la suite, la solution retenue sera détaillée et une méthodologie de caractérisation du nouveau système sera

mise en place. Le système conçu sera également simplifié pour être modélisé. La modélisation numérique par éléments finis permettra une estimation grossière des propriétés du nouveau système. Enfin, un prototype du système sera testé en laboratoire pour obtenir une estimation beaucoup plus sensible et proche du cas réel.

CHAPITRE 1

RECENSION DES ÉCRITS

La conception d'un nouveau système de fermeture intégrant une nouvelle géométrie et des matériaux inusités demande de bien connaître l'environnement biomécanique et le matériau que l'on désire intégrer. De plus, il faut être en mesure de développer des techniques pour le comparer aux systèmes qui existent déjà sur le marché de façon à valider les avantages qu'il peut apporter.

En premier lieu, un aperçu de ce qu'est la sternotomie et des moyens présentement utilisés pour la refermer est fait. Par la suite, une description des alliages à mémoire de forme permet de comprendre les phénomènes qui s'y rattachent et de mieux comprendre leurs avantages lorsqu'ils sont utilisés pour la fabrication d'implants. Pour finir, les différents modèles utilisés pour caractériser les systèmes de fermeture existants sont comparés pour en comprendre les avantages et les inconvénients.

1.1. Sternotomie et fermeture du sternum

L'opération à cœur ouvert, ou sternotomie, constitue encore l'opération la plus courante lors des pontages coronariens, des transplantations cardiaques et de plusieurs autres opérations touchant les organes se trouvant à l'intérieur de la cage thoracique (690 000 opérations aux États-Unis en 2001 [1]). Elle permet d'obtenir une voie d'accès aux organes internes de la cage thoracique et consiste, concrètement, en la séparation du sternum à l'aide d'une scie. Cette opération cause problème (infection, bris du sternum) dans environ 2 % des cas [2]. Les problèmes reliés aux infections et à la rupture du sternum apparaissent dans les premières semaines post-opératoires. En effet, même si le SDF reste en place sur le patient de façon permanente, le système n'est fonctionnel que durant un court laps de temps, soit environ 12 semaines. Après cette période, l'ossification s'est faite et le SDF n'agit plus [3].

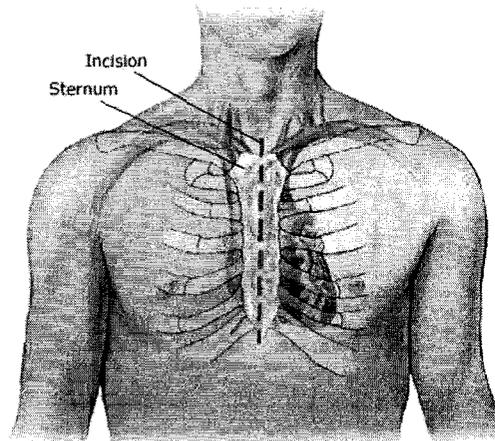


Figure 1 Schéma d'une sternotomie
©medmovie.com 2002¹ [4]

Le sternum est un os long et plat qui fait la jonction entre les côtes de la cage thoracique (figure 1). Il mesure environ 17 cm de long et est constitué de trois parties (figure 2): le manubrium, le corps et la l'appendice xiphoïde. Enfin, l'extérieur du sternum est composé d'une mince couche d'os compacte et rigide (os cortical), tandis que l'intérieur est composé d'un tissu spongieux moins rigide et fortement vascularisé [5].

¹ Avec la permission de : ©medmovie.com Tout droits réservés

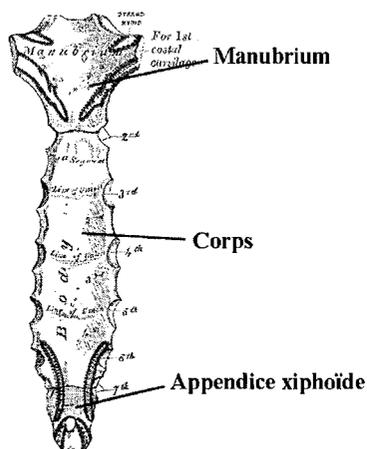


Figure 2 Composition du sternum
(adapté de [5])²

Une fois l'opération complétée, il faut refermer la cage thoracique. La fermeture du thorax consiste à mettre les deux parties du sternum en contact et à y appliquer une pression, pour que la fracture soit mise en compression. Cela limitera le mouvement relatif des deux parties en contact et favorisera l'ostéogenèse, c'est-à-dire la formation du tissu osseux [6]. Ainsi, les techniques de fermeture du sternum employées font généralement appel à l'ajout de liens, tel qu'illustré à la figure 3. Une tension est appliquée sur les liens pour que la fracture soit effectivement mise en compression. Chacun des liens de la fermeture du sternum est défini comme étant un système de fermeture du sternum (SDF) alors que l'ensemble de ces liens forme le système de fermeture globale (SDFG).

² Avec la permission de : ©Bartleby.com, Inc. Tout droits réservés

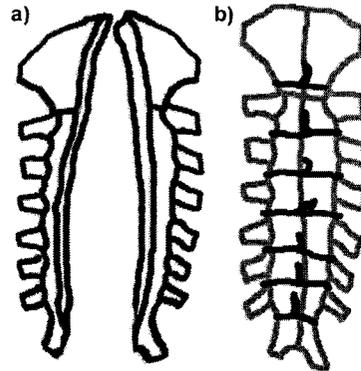


Figure 3 Illustration d'une fermeture du sternum par fil : a) sternum découpé; b) sternum refermé à l'aide de sept fils de fermeture

1.1.1. Caractéristiques des systèmes de fermeture

D'abord, le système doit supporter les charges normales imposées par la respiration sans que le sternum se sépare. Il doit également maintenir le sternum fermé lors d'une quinte de toux, qui constitue en effet un chargement très sévère qui peut se répéter à plusieurs reprises durant la convalescence du sujet.

La technique de fermeture utilisée doit, avant toute chose, minimiser le mouvement relatif des deux parties en contact. Un système plus rigide minimisera les mouvements à l'interstice, de même qu'un système qui applique une forte contrainte sur l'os. Toutefois, si la pression de contact entre le système de fermeture et le sternum est déjà grande, le risque de rupture de l'os sera d'autant plus grand, si un chargement additionnel (par exemple, une toux) est appliqué.

Les liens utilisés par les différentes techniques de fermeture du sternum peuvent soit traverser l'os (transsternal) ou l'entourer en passant entre les côtes (péristernal). Tel que mentionné précédemment, la couche extérieure est la plus rigide. Lorsque le système passe transsternalement, la couche extérieure est transpercée. La principale barrière de protection est donc rompue, ce qui rend le SDF moins solide. Malgré ces limites, le

passage transsternal est néanmoins apprécié des chirurgiens et très utilisé, car il évite de passer à travers la masse musculaire (péristernal). En effet, en passant à l'extérieur, le SDF passe à travers les muscles intercostaux externes, intercostaux internes et le triangulaire du sternum [5; 7]. Le système risque alors de couper les muscles et de causer une hémorragie interne.

Enfin, pour passer dans l'usage commun, ces systèmes doivent non seulement être rigides et supporter les charges normales imposées par la respiration, mais ils doivent aussi être composés d'un matériau biocompatible qui résistera au milieu biologique sans se dégrader, pendant toute la vie du patient. Au plan pratique, le système doit également être facilement manipulable par le chirurgien. En cas d'urgence postopératoire, les SDF doivent être aisément retirables par n'importe quel chirurgien dans n'importe quel établissement. Le retrait doit pouvoir s'effectuer à l'aide d'une paire de ciseaux ou de pinces. Il ne doit pas nécessiter d'outil spécial.

1.1.2. Systèmes de fermeture existants

La fermeture par fils est la première technique à avoir été proposée [8]. Elle demeure également la technique la plus populaire, car elle est simple d'utilisation. Quatre à huit fils [9] forment une boucle qui passe autour du sternum (péristernalement) ou à l'intérieur (transsternalement). Dans le dernier cas, le sternum est alors percé à l'aide de l'aiguille du fil de suture. Chaque boucle formée constitue un SDF. Initialement, des fils d'argent étaient utilisés, mais ils ont maintenant été remplacés par des fils d'acier inoxydable. La technique de suture par fils la plus populaire consiste à utiliser six fils simples, soit un fil sur le manubrium (partie supérieure du sternum) et cinq sur le corps du sternum.

Bien qu'il soit populaire, le SDF par fils n'est pas exempt de problèmes. Les fils exercent une très forte contrainte au point de contact entre le sternum et le système de fermeture. Cette forte contrainte est la cause d'une grave complication associée à la

fermeture du sternum par fils : la rupture du sternum à la suite de son sectionnement par les fils du SDFG [10].

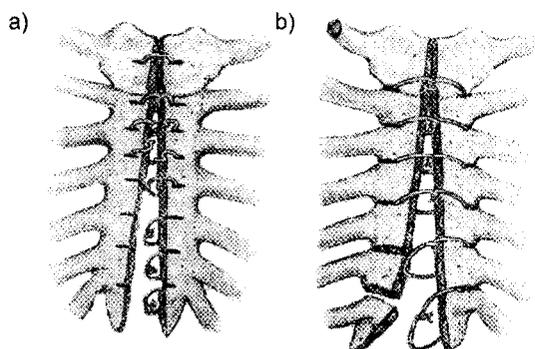


Figure 4 Rupture d'un sternum relié avec un SDF à fils : a) SDF transsternal; b) SDF péristernal (tirée de [10])

Ainsi, de nombreuses autres façons d'installer les fils ont été développées afin de diminuer les contraintes sur le sternum ou d'augmenter la rigidité du système [11]. Par exemple, Robicsek et al. [10] proposent d'ajouter aux fils péristernaux standards, deux autres fils longitudinaux passant autour des côtes sur lesquels les premiers fils viennent s'appuyer. Cela permet de diminuer la pression de contact. Une autre méthode populaire, décrite dans plusieurs ouvrages est la méthode « figure en 8 » qui consiste à croiser les fils derrière le sternum [12; 13]. Cette technique a pour but d'augmenter la rigidité dans la direction rostro-caudal. Une multitude d'autres systèmes par fils existent, dont certains sont par ailleurs décrits par Losanoff et al. [14].

D'autres systèmes, qui utilisent d'autres moyens que les fils, ont également été développés dans le but d'augmenter la rigidité et de diminuer la pression appliquée sur le sternum. Parmi ces systèmes, il y a : les rubans de Mersilene [15], les rubans d'acier inoxydable [16] et les agrafes [17-19].

L'utilisation de rubans comme SDF diminue le risque de rupture en augmentant la surface de contact entre l'os et le ruban. Ils sont faciles à retirer, car ils peuvent être sectionnés par une simple paire de ciseaux comme c'est le cas du système *Sterna-band* (Stony Brook Surgical Innovations, Inc., Stony Brook, NY, ÉU) [16]. Par contre, les rubans manquent de souplesse et n'épousent pas bien la géométrie du sternum [14]. Leur géométrie fait en sorte qu'ils ne peuvent traverser l'os facilement et qu'ils doivent être passés à l'extérieur, entre les côtes. Se faisant, ils passent à travers les muscles [5; 7], et parce que les rubans sont larges, ils déplacent les muscles en place pour épouser la forme du sternum. Leurs bords étant tranchants, ils coupent parfois les muscles et causent ainsi une hémorragie interne. De plus, il semble que les rubans ne présentent pas d'avantage marqué au niveau de la rigidité du système : la rigidité de la fermeture des rubans est en effet moins grande ou comparable à celle des fils [20].

Les agrafes constituent le SDF le plus rigide et le plus fiable de tous. Par contre, les pièces massives qui le constituent peuvent entraîner des douleurs ou des désagréments importants au patient. Ce système de fermeture n'est donc utilisé que sur les patients chez qui le risque de rupture du sternum ou d'infection est important [17].

D'autres systèmes moins communs existent. Plusieurs brevets (voir annexe 1) présentent des systèmes qui diminuent la pression de contact entre le SDF et le sternum en ajoutant des protecteurs sur lesquels les fils passent. D'autres s'intéressent à des méthodes pour appliquer la charge de façon plus constante et à mieux fixer le SDF par fil, ruban ou câble. Il y a aussi les systèmes rigides visant à empêcher tout mouvement des deux parties du sternum. Finalement, il y a des agrafes souples en alliage à mémoire de forme comme celle présentée par Centofati et al [21].

1.2. Alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de formes (AMF) sont des alliages métalliques spéciaux parce qu'ils permettent de très grandes déformations récupérables et qu'ils sont très sensibles

aux variations thermiques. Il est possible, avec ce type d'alliage, d'obtenir des déformations récupérables pouvant atteindre 10 %. De plus, une variation de 10 à 30 °C à l'échelle des températures ambiantes peut engendrer de grands changements macroscopiques au niveau des déformations ou des contraintes. Dans cette section, ainsi que dans les suivantes, seul le cas de l'alliage quasi équiatomique de Nickel et Titane aussi nommé Nitinol ou NiTi est traité, car cet alliage est le seul AMF considéré biocompatible ce qui est un critère « *sine qua non* » de l'application traitée ici [22].

Ainsi, la prochaine section vise à décrire le comportement thermomécanique des AMF, les propriétés de biocompatibilité et les applications propres au domaine biomédical ainsi qu'à démontrer l'intérêt d'une utilisation des AMF dans la conception d'un SDF.

1.2.1. Propriétés thermomécaniques des alliages à mémoire de formes

D'abord, le comportement de deux matériaux, soit l'acier (figure 5a) et un alliage de Nickel-Titane ou Nitinol (figure 5b) peut être comparé de façon schématique. Le chargement thermomécanique est le même pour les deux échantillons. Tout d'abord, le chargement débute en 1 à température ambiante et sans contrainte. Une contrainte est appliquée en 2. Les deux matériaux présentent une montée de contrainte brutale suivie d'un plateau. En 3, la contrainte est relâchée. Les deux matériaux présentent une chute de la contrainte suivant la pente d'élasticité du matériau. Entre les points 3 et 5, l'échantillon est encastré et subit un balayage en température d'environ 30 °C. L'acier se comprime légèrement sur l'encastrement à cause de la dilatation du matériau puis retourne à contrainte nulle. L'alliage de Nickel-Titane entre en tension et génère des contraintes importantes (4), puis il retourne à contrainte nulle en suivant un parcours différent de celui suivi au chargement (5). Finalement, l'encastrement est relâché et un autre balayage en température est effectué (5-7). Cela a peu d'impact sur l'échantillon d'acier, qui subit seulement une très légère expansion. Toutefois, l'alliage de Nickel-

Titane reprend sa forme initiale lorsque sa température augmente (6). Lorsque sa température diminue, la forme initiale est maintenue (7).

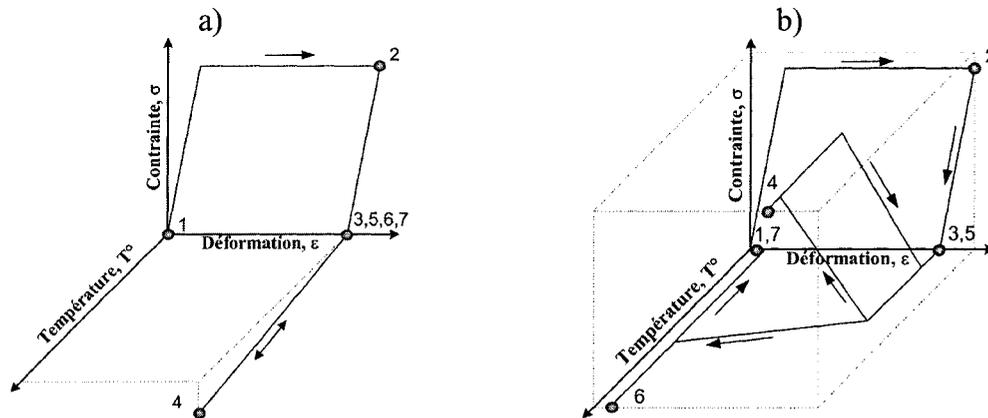


Figure 5 Schémas d'un chargement thermomécanique complexe sur deux matériaux : a) un acier; b) un alliage nickel-titane

Le comportement des alliages à mémoire de forme est dû à un changement de phase à l'état solide entre une phase dite haute température, la phase austénitique, et une phase basse température, la phase martensitique. Cette transformation peut être induite soit de façon thermique, en faisant varier la température, ou de façon mécanique en faisant varier la contrainte. La figure 6 illustre cette variation de phase.

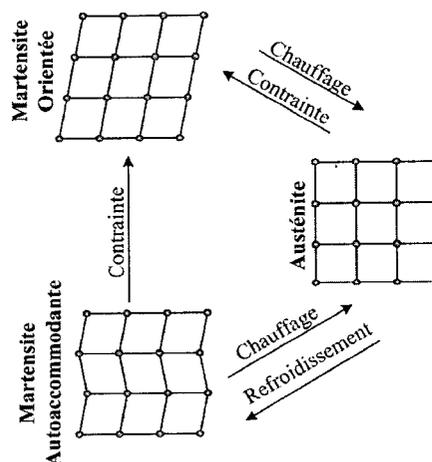


Figure 6 Transformation de phase entre l'austénite et la martensite

Dans le cas de l'alliage à mémoire de forme en Nickel-Titane, la phase martensitique est formée de mailles ayant la forme d'un parallélépipède nommé monoclinique, tandis que la phase austénitique est de forme cubique centrée (un atome dans chaque coin de la maille et un au centre).

De plus, la martensite se présente sous deux formes : la martensite autoaccommodante et la martensite orientée. La martensite autoaccommodante présente une ou plusieurs rangées de mailles dans une direction, puis un défaut d'empilement génère une autre série de mailles dans une autre direction. Dans ce cas, l'empilement est aléatoire. Il n'y a pas de direction favorisée et chaque série de rangées dans la même direction se nomme variante. La martensite orientée est obtenue par mise en cisaillement de la martensite autoaccommodante et présente une forte prévalence directionnelle. L'orientation des mailles accommode les déformations dans le sens de la contrainte.

On peut également reproduire ces changements de phases dans le domaine contrainte-déformation de façon à illustrer les zones d'équilibre des différentes phases. Ce diagramme est aussi appelé *diagramme d'état*. La figure 7 présente les deux phases dans leurs domaines de stabilité respectifs. La phase austénitique représentée dans le coin droit du graphique est stable à haute température et à basse contrainte. À l'opposé, la phase martensitique est stable à basse température et à haute contrainte.

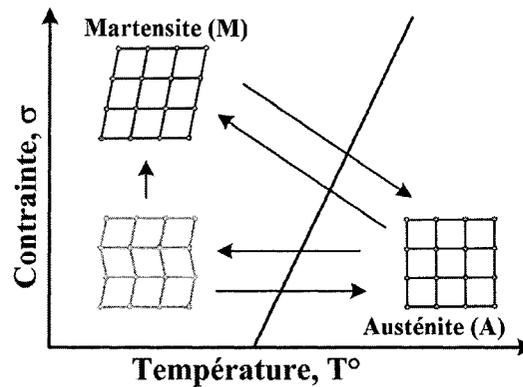


Figure 7 Diagramme d'état simplifié

La droite de Clausius-Clapeyron sépare les phases martensite et austénite. En théorie, celle-ci définit la droite d'instabilité des phases et son équation est la suivante [23]:

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{\Delta S}{V_0 \varepsilon} = B, \quad (1.1)$$

où, ΔS est la variation d'entropie, V_0 est le volume initial et ε la déformation. Comme ces derniers termes ne sont pas fonction de la température, ils sont considérés comme étant constants.

En pratique, en raison de la multitude de variantes de martensite, la transformation se fait dans un domaine défini entre deux droites (figure 8) : une droite de début de transformation et une droite de fin de transformation. Ainsi, pour obtenir 100 % de martensite ou d'austénite lors d'une transformation, il faut traverser les deux droites qui définissent le domaine de la transformation. Ainsi, lors de la transformation directe, c'est-à-dire de l'austénite à la martensite, il faut traverser la droite de début de transformation martensitique M_s (*Martensite start*) et de fin de transformation martensitique M_f (*Martensite finish*). De même, pour la transformation inverse, de la martensite à l'austénite, il faut traverser les lignes de début de transformation austénitique A_s (*Austenite start*) et de fin de transformation austénitique A_f (*Austenite finish*). Les droites sont, par approximation, considérées parallèles.

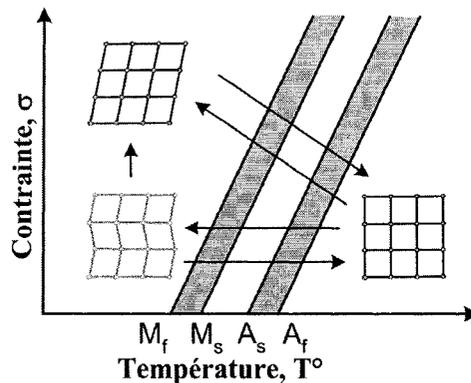


Figure 8 Diagramme de d'état classique avec les plages de transformation

De ces transformations de phase, on peut déduire les deux comportements utilisables pour l'application de la fermeture du sternum. Le premier comportement est la *mémoire de forme simple-sens* obtenue par une déformation de la structure à basse température et un retour obtenu par chauffage. Le deuxième comportement est l'effet *superélastique* qui représente une déformation isotherme par transformation de phase à haute température à la suite de l'application d'une contrainte suivie d'un retour lors du retrait de la contrainte. Dans les deux cas, les déformations sont le résultat d'une transformation de phase et non d'une déformation plastique. Il est donc possible d'obtenir des déformations récupérables pouvant atteindre 10 %.

1.2.1.1. Effet mémoire de forme

À l'aide d'un diagramme d'état et d'un diagramme de *contrainte-déformation-température*, la figure 9 montre le comportement d'un alliage à mémoire de forme lorsqu'il est employé pour ses fonctions de mémoire de forme. À partir d'une pièce dans le domaine basse température et non déformée, donc en état de martensite autoaccommodante (1), une contrainte est appliquée (2) et est relâchée (3). Se faisant, la martensite autoaccommodante se transforme en martensite orientée par maclage. Cette réorientation permet une déformation très importante sans que le matériau soit plastifié. Lorsque la contrainte est relâchée, la martensite orientée reste stable, et la déformation

demeure (figure 9a (3)). Pour retourner à la forme d'origine, la pièce est chauffée (4), ce qui l'amène dans le domaine austénitique dans lequel le maillage disparaît. Elle est ensuite refroidie (1) pour revenir à la martensite autoaccommodante tout en demeurant à la déformation initiale.

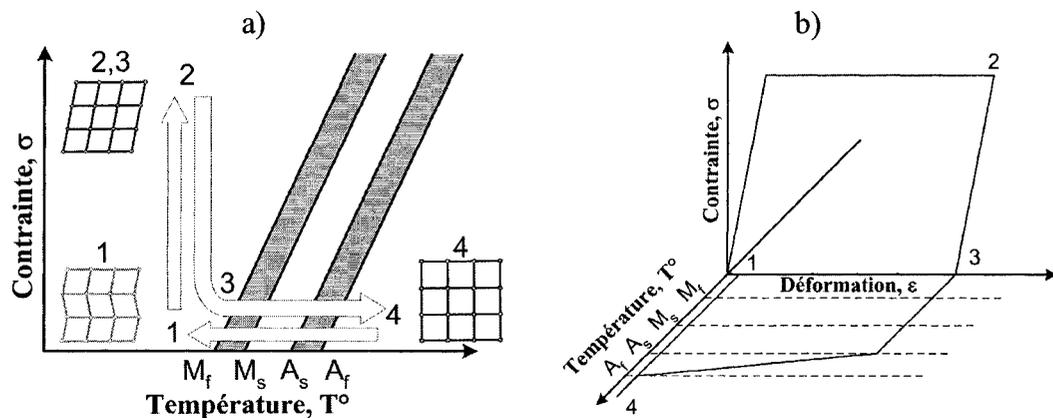


Figure 9 Chemin thermomécanique d'un alliage à mémoire de forme : a) diagramme d'état; b) diagramme contrainte-déformation-température

Il est à noter que le cycle présenté à la figure 9 montre un retour de forme libre de toute restriction. Dans le cas où ce retour de forme est bloqué lors de l'augmentation de température, la transformation inverse est rendue plus ardue. La transformation génère alors de l'austénite déformée élastiquement. À la figure 10, la génération de contrainte lors du chauffage est illustrée. Pour alléger la figure, la phase de chargement-déchargement (1-2) est retirée. Ce cas de chargement thermomécanique se nomme *génération de contrainte* parce qu'une contrainte, souvent plus importante que celle utilisée pour la déformation initiale, est générée lors du chauffage.

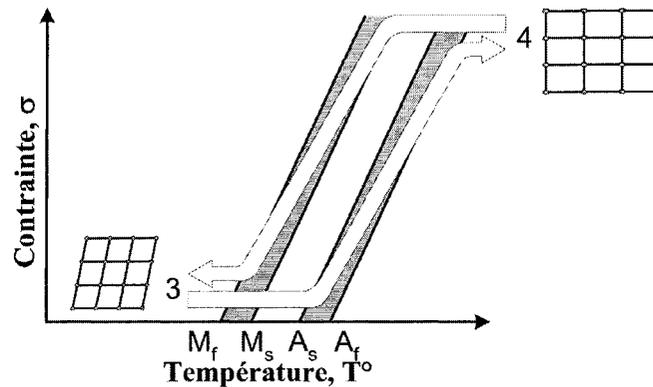


Figure 10 Génération de contrainte dans le plan contrainte-température

On remarque également que l'écart entre les domaines de transformation cause une hystérésis thermique. Cette hystérésis est toujours présente lors des transformations et correspond aux pertes d'énergie à l'interface entre les deux phases.

1.2.1.2. Effet superélastique

L'effet superélastique apparaît lorsque l'on se retrouve à température opérationnelle au-dessus de la température A_f . Cet état peut aussi être obtenu à température ambiante en augmentant le pourcentage de Nickel légèrement au-dessus de 50 % atomique. Par exemple, l'alliage Ti-50,8at.% Ni a des propriétés superélastiques à la température pièce. La figure 11 présente le diagramme d'état d'un alliage superélastique soumis à un chargement mécanique isotherme. Dans ce cas-ci, les points de transformation apparaissent lors de la variation de contrainte. Les droites sont croisées lors de la transformation directe (1-2) aux contraintes σ_{M_s} et σ_{M_f} et lors de la transformation inverse aux contraintes σ_{A_s} et σ_{A_f} . Entre ces contraintes, on observe à la figure 11b des plateaux de faibles rigidités propres aux changements de phase. Les déformations de transformation possibles avec récupération sont de l'ordre de 8 %.

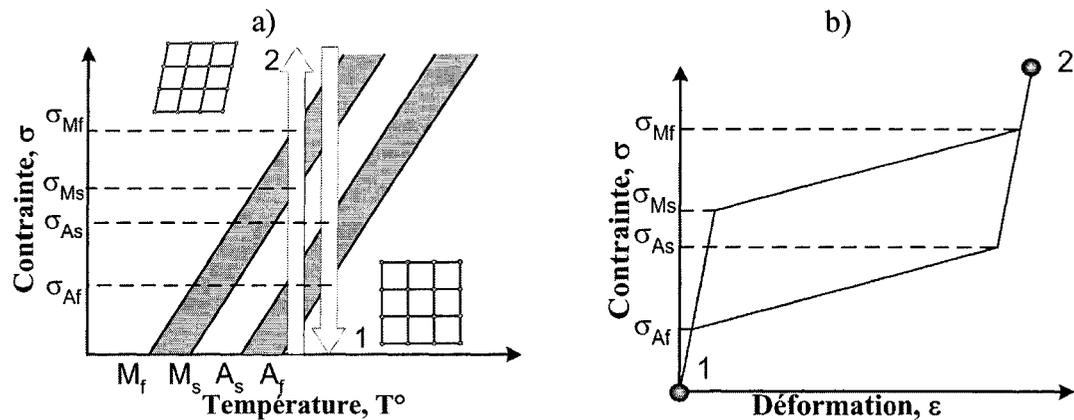


Figure 11 Chargement mécanique d'un alliage superélastique :
 a) diagramme d'état; b) diagramme
contrainte-déformation

La figure 11a montre aussi le phénomène qui n'est pas traité plus en profondeur dans cette section. En effet, en effectuant le chargement mécanique à une température plus élevée que la précédente, les droites de transformation sont croisées à des contraintes plus élevées. Donc, les plateaux de transformations apparaissent à des contraintes plus élevées.

D'autre part, le comportement lors de *sous-boucles* d'hystérésis constitue un autre phénomène intéressant. Ce comportement se produit lors de *chargements-déchargements* qui ne traversent pas complètement la zone de transformation.

Le parcours de la contrainte tend vers l'enveloppe externe de l'hystérésis. C'est-à-dire que lors du passage entre le point (1) et le point (2) par relâchement de la déformation (figure 12), la contrainte rejoint d'abord le plateau de transformation inverse. Puis la contrainte diminue jusqu'au point (2) en suivant le module de rigidité de la transformation inverse.

Le même type de comportement apparaît lors que la déformation augmente pour passer du point (2) au point (1). Cette fois, la contrainte suit le plateau de transformation directe.

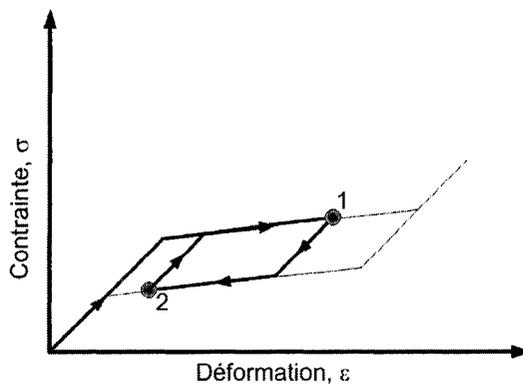


Figure 12 Sous-boucle d'hystérésis

Finalement, la variation du comportement en fonction de la vitesse de chargement est un autre phénomène pertinent dans le cadre de cette étude. L'étude de M.C. Piedboeuf [24] démontre une variation des contraintes de transformation en fonction de la vitesse de chargement.

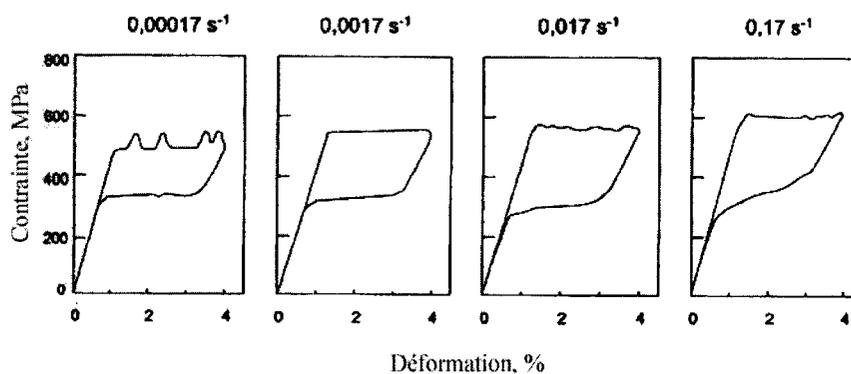


Figure 13 Illustration de la variation de comportement en fonction de la vitesse de chargement
(Adaptée de : [24])

1.2.2. Biocompatibilité des AMF

Les AMF ont des propriétés mécaniques remarquables qui peuvent être utilisées dans le domaine biomédical. Cependant, pour être applicable, le matériau doit être compatible avec le milieu biologique. La présente section relate les propriétés biocompatibles du Nitinol tant au niveau chimique qu'au niveau mécanique.

1.2.2.1. Biocompatibilité chimique

Bien que le Nickel soit un métal toxique et cancérigène pour l'organisme et que les AMF en contiennent plus de 50 %, il semble que l'alliage Titane-Nickel ne le soit pas. D'une part, bien qu'il contienne entre 13 et 15 % de Nickel, l'acier inoxydable 316L, est fortement utilisé en médecine et particulièrement dans les fils de fermeture du sternum comme les fils de sutures *Ethicon* (Somerville, NJ, É.U.), ce qui suggère une biocompatibilité chimique acceptable.

D'autre part, la biocompatibilité du NiTi a été démontrée dans plusieurs études. D'abord, les études toxicologiques n'ont pas trouvé de problèmes liés à l'implantation de Nitinol dans les tissus organiques [22]. Des expériences cliniques menées depuis 20 ans en Russie et en Chine ont montré que le Nitinol s'avère compétitif vis-à-vis les autres alliages médicaux [25]. Une étude chimique effectuée par Sun et al. montre que le film d'oxyde protecteur TiO_2 est stable dans la solution de Ringer ayant pour but de simuler les conditions d'un milieu biologique. Cependant, puisque cette couche est portée à diminuer lorsqu'elle est soumise à un courant comme cela peut être le cas lorsque des ions de Titane sont présents autour de l'implant, l'usage médical doit être fait avec précaution [26]. Ryhänen et al. ont pour leur part démontré la biocompatibilité du Nitinol in vivo sur des rats pendant une période de 60 semaines. Ils notent également que les résultats sont influencés par le fini de surface : un électropolissage permet à moins de Nickel d'être relâché qu'un polissage au jet de sable [27].

Par ailleurs, malgré que la plupart des études suggèrent une biocompatibilité adéquate, El Feninat et al. [28] continuent à soulever certains doutes quant à l'utilisation du Nitinol comme implant permanent.

Finalement, plusieurs implants permanents en Nitinol sont autorisés et implantés en Amérique du Nord, ce qui démontre que cet alliage est viable et peut être considéré pour un système permanent de fermeture du sternum. La FDA (Food and Drug Administration des États-Unis) a accepté la vente d'implant Classe III de Nitinol en 1996 pour le filtre de la vena cava *SIMON* développé par *Nitinol Medical Technologie* (Boston, MA, ÉU). Depuis, d'autres implants ont été acceptés de façon similaire [29].

1.2.2.2. Biocompatibilité mécanique

Les AMF, utilisés comme matériau superélastique, présentent une bonne compatibilité avec le comportement mécanique des divers tissus biologiques. La figure 14 montre les courbes contrainte-déformation de divers tissus biologiques comparées à celle d'un AMF. On remarque clairement que les AMF manifestent un comportement qui ressemble beaucoup aux tissus biologiques. Cette propriété permet de ne pas surcharger les corps adjacents à l'implant [30].

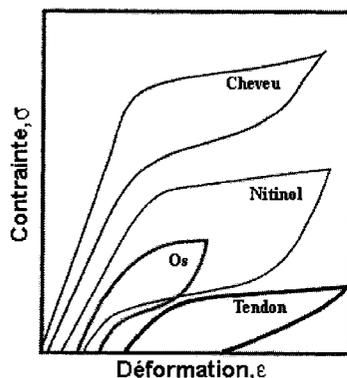


Figure 14 Courbes de contrainte-déformation qui comparent le Nitinol avec des tissus biologiques (adapté de [30])

1.2.2.3. Compatibilité avec les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM)

Une des difficultés rencontrées avec les SDF par fil d'acier inoxydable est leur impact sur le champ magnétique des systèmes d'imagerie. L'acier inoxydable étant ferromagnétique, il tend à affecter la direction des champs magnétiques. Cette interaction produit quelques effets négatifs qui peuvent faire en sorte que le patient ne puisse profiter de cet outil d'imagerie. L'échauffement du SDF et la distorsion de l'image sont deux des effets nuisibles qui sont rencontrés. Le Tableau I présente une comparaison des coefficients de susceptibilité magnétique pour différents matériaux. On remarque que le NiTi est parmi les moins influents du groupe avec une valeur de $2-4 \times 10^{-6}$ emu/g contre 9000×10^{-6} emu/g pour l'acier inoxydable 316L communément employé pour les SDF par fil.

Tableau I

Comparaison de coefficients de susceptibilité magnétique

Matériau	χ , emu/g (10^6)
Acier inoxydable 316L (Fil de fermeture standard)	9000[31]
Ti	182[31]
Be-Cu	4
NiTi	2-4[32]

À la figure 29, on peut observer l'effet qu'a un matériau métallique ferromagnétique sur l'image obtenue par IRM. Tous les métaux produisent une ombre sur l'image là où il n'y a pas de résonance. En même temps, ces matériaux causent une distorsion du signal. Plus l'ombre est importante, plus la distorsion est grande [31]. On peut voir que l'influence du Be-Cu est beaucoup plus faible que celle de l'acier inoxydable 316L. Le NiTi qui n'est pas représenté dans cet essai a une susceptibilité magnétique du même ordre de grandeur que celle du Be-Cu. On peut donc supposer que son influence est équivalente.

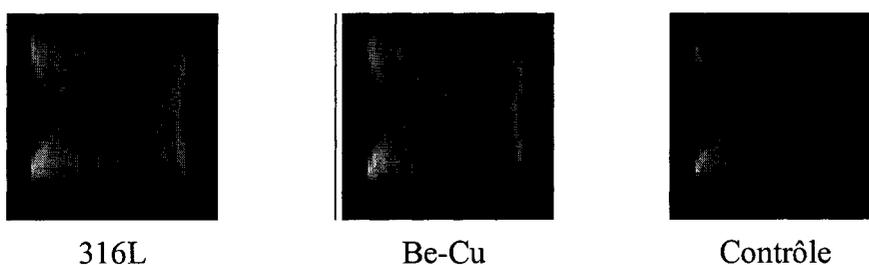


Figure 15 Effet d'un échantillon métallique sur une image produite par IRM
(Tirées de [31])

1.2.3. Applications biomédicales

En plus des applications traitées dans la section précédente sur la biocompatibilité, d'autres applications utilisent les AMF pour la confection d'implants. Des applications

qui utilisent l'un ou l'autre des comportements des AMF seront décrites ici. Celles qui utilisent la propriété de mémoire de forme (principalement la génération de contrainte) seront traitées en premiers, suivies des applications utilisant la propriété de superélasticité.

1.2.3.1. Mémoire de forme

En utilisant le principe de la génération de contraintes, il est possible de régler des problèmes qui n'avaient pas de solution auparavant. Par exemple, la figure 16 présente une agrafe utilisée pour favoriser l'ostéogénèse. Cette agrafe est installée en phase martensitique orientée (donc déformée). Lorsque la température de l'agrafe prend la température du corps, elle reprend sa forme d'origine en appliquant une pression sur la fracture. Cette pression est maintenue durant une longue période.

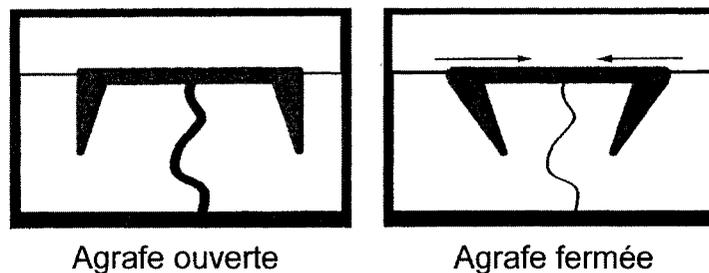


Figure 16 Agrafe de Nitinol pour l'ostéosynthèse
(adaptée de Schetky à partir de [22])

1.2.3.2. Superélasticité

Les implants superélastiques sont de loin les implants de Nitinol les plus utilisés. Un des représentants les plus populaires de ce type d'implant est le *stent* comme celui pour l'œsophage de *Boston Scientific* (Boston, MA, ÉU) présenté à la figure 17. Les *stents* en NiTi sont utilisés pour leur propriété autodéployante. En effet, ils sont en mesure de conserver une forme très compacte lors de leur mise en place puis, une fois le

mécanisme de rétention retiré, le *stent* se déploie pour dilater la paroi à traiter. Dans ce cas-ci, c'est la paroi de l'oesophage qui doit être dilaté. Ces dispositifs sont surtout employés pour dilater les artères à la suite d'une thrombose.



Figure 17 Stent pour l'oesophage Ultraflex™
(Boston Scientific, Boston, MA, ÉU)

1.3. Modélisation

Différentes méthodologies ont été utilisées jusqu'à maintenant pour comparer les différents SDF existants. On traite d'abord du modèle de chargement de Casha, qui permet de connaître et comparer la charge appliquée par la cage thoracique sur les SDF. Ensuite, les différents modèles (biologique, synthétique, numérique) utilisés pour caractériser les systèmes de fermeture seront ensuite décrits.

1.3.1. Modèle de chargement

Tel que décrit plus haut, le SDFG doit supporter les charges normales imposées par la respiration sans que le sternum se sépare. Il doit également supporter des charges plus sévères telles des quintes de toux. Ainsi, Casha et al. ont développé un modèle mathématique pour évaluer la force qui doit être appliquée par le SDFG pour maintenir

le sternum fermé lors d'une quinte de toux. L'équation suivante établit cette relation [33].

$$T = rLP, \quad (1.2)$$

où T est la force requise pour maintenir le sternum fermé, r le rayon du sternum, L est la longueur du sternum et P la pression relative à l'intérieur du sternum. En substituant les dimensions de la cage thoracique (environ 15 cm de rayon, 25 cm de long) et la pression maximale pouvant être atteinte lors d'une importante quinte de toux (40 kPa pendant une période de 200 millisecondes), on obtient la charge maximale suivante :

$$T = rLP = (0,15 \times 0,25)m \times 40kPa = 1500 N. \quad (1.3)$$

Pour connaître la charge appliquée par la cage thoracique sur le SDF par fils lors d'une importante quinte de toux, on divise la charge totale par le nombre moyen de fils, soit 6 fils par SDFG. On obtient alors une charge de 250 N par SDF. Bien sûr, cette charge a plus de chance d'être atteinte chez des sujets au thorax volumineux [33]. Cette dernière force est reconnue par plusieurs auteurs comme étant la force maximale qu'un SDF doit être en mesure de supporter.

1.3.2. Modèles physiques de laboratoire

La majorité des travaux visant à comparer divers systèmes de fermeture du sternum utilisent les essais en laboratoire pour analyser les systèmes de fermeture. Les modèles utilisés pour simuler le sternum sont soit biologiques ou synthétiques.

1.3.2.1. Modèles biologiques

Pour ce qui est des modèles biologiques, ils visent à se rapprocher le plus possible de l'application réelle. Ils utilisent, dans la plupart des cas, des sternums retirés d'animaux

et montés sur un banc d'essai. Quelques auteurs préfèrent utiliser des spécimens cadavériques humains de manière à simuler le plus possible le milieu réel d'application. Bien que ces modèles soient avantageux pour la représentativité du milieu, ils comportent plusieurs désavantages. Une méthodologie de conservation des spécimens doit être mise en place. Les échantillons sont éphémères et rarissimes, ce qui les rend dispendieux. De plus, ces échantillons présentent des caractéristiques très variables (par exemple, la forme, l'épaisseur, la rigidité). Un plus grand nombre d'essais est donc nécessaire pour obtenir des résultats significatifs.

D'autre part, des précautions supplémentaires doivent être mises en place au niveau de la salubrité et de l'installation des échantillons sur les machines de traction. En effet, le sternum est entouré de masse musculaire et cartilagineuse, ce qui le rend difficile à fixer. Un système d'attaches, comme celui présenté à la figure 18, doit être conçu pour bien serrer les muscles, l'enveloppe cartilagineuse ainsi que les côtes [34]. Il consiste en deux plaques d'acier inoxydable dont les pics sont plantés de chaque côté des côtes à environ 2 cm du sternum. Les plaques sont reliées entre elles par des écrous placés de chaque côté de celles-ci.

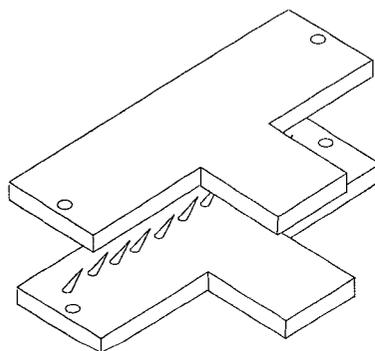


Figure 18 Attaches utilisés pour fixer les sternums sur le banc d'essai (Adapté de [34])

Malgré tout, bien des auteurs utilisent ce type de modèle [2; 9; 35; 36]. Les auteurs de ces articles plaident que seuls les modèles biologiques peuvent bien représenter la structure de l'os. Certains résultats obtenus par ces modèles sont présentés dans les tableaux suivants. Le Tableau II présente les résultats de déformation obtenus pour 4 systèmes de fermeture et comparés au fil d'acier, après l'application d'une charge cyclée 150 fois. Les quatre systèmes de fermeture testés sont : des fils n° 5 de polyester transsternal (Ethibond, Ethicon Ltd, Efinburg, GB), en figure de huit péristernal et des rubans Sterna-band. L'échantillon de contrôle est établi à partir d'un essai de traction avec un fil simple d'acier *Ethicon* n° 5. Cet essai est effectué sur la partie symétrique à celle testée avec le système de fermeture. On remarque que les fils d'acier simple laissent ouvrir le sternum entre 0,22 et 3,37 mm en moyenne. De plus, cet essai permet de démontrer un avantage des fils en acier peristernaux (0,72 mm vs 2,14 mm) ainsi que des rubans (0,66 mm vs 3,27 mm) sur les fils d'acier simples transsternaux.

Tableau II

Ouverture de quatre types de systèmes de fermeture et de leur échantillon de contrôle, appliqués sur des sternums de mouton, la mesure est prise au 150e cycle d'une force de chargement de 100 N

Type de SDF	Ouverture \pm déviation (mm)	
	SDF	SDF de contrôle (fil acier n° 5 transsternal)
Fil en polyester n° 5 transsternal	1,01 \pm 0,17	0,22 \pm 0,11
Fil d'acier n° 5 en figure de huit	0,52 \pm 0,36	0,22 \pm 0,17
Fil d'acier n° 5 péristernal	0,72 \pm 0,51	2,14 \pm 1,46
Ruban d'acier inoxydable	0,66 \pm 0,26	3,27 \pm 2,84

(tirée de [2])

Le tableau suivant présente la mesure de l'ouverture en millimètres d'un sternum de sujet cadavérique humain pour un chargement d'environ 220 N (1/6 de la charge maximum de 1500 N). Même à des charges aussi faibles, une ouverture est notée sur toutes les parties du sternum [35].

Tableau III

Données de séparation du sternum du sujet cadavérique pour un SDF à fil en acier inoxydable en fonction de la position du capteur pour un chargement latéral de 220 ± 40 N

Localisation	Ouverture (mm)
	Moyenne \pm écart type
Manubrium	$0,35 \pm 0,12$
Partie médiane haute	$1,12 \pm 0,35$
Partie médiane basse	$1,55 \pm 0,32$
Xiphoïde	$1,85 \pm 0,14$

(tirée de [35])

La figure 19 présente le type de montage réalisé pour charger le sternum d'un sujet cadavérique. La force est appliquée sur le sternum à l'aide d'un tendeur monté sur les câbles et elle est mesurée à l'aide d'une cellule de charge. Le tendeur et la cellule de charge en forme de S sont illustrés à l'extrême gauche de la figure.

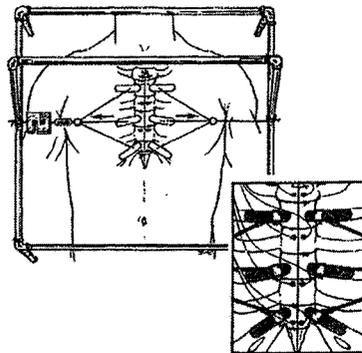


Figure 19 Système permettant de charger le sternum des spécimens cadavériques
(tirée de [35])

1.3.2.2. Modèles en matériaux synthétiques

En raison des coûts, de la faible disponibilité et des difficultés techniques posées par l'utilisation de modèles biologiques, les modèles synthétiques sont également fréquemment utilisés. Ces modèles se divisent en deux catégories. On retrouve d'abord des sternums rigides qui ne simulent pas le comportement du sternum, mais seulement leur géométrie. Ce type de modèle sert à comparer la rigidité du système de fermeture sans égard au comportement du sternum. L'autre type de modèle utilise les mousses polymériques qui ont pour fonction de simuler le comportement d'un os. Ces systèmes permettent une comparaison plus fine du comportement global du système de fermeture.

Deux études comparent les systèmes de fermeture avec des sternums métalliques donc rigides. Dans la première étude, qui évalue un système de fermeture par fils, des quarts de rond en métal simulent le sternum [37]. L'objectif est d'établir la résistance en fatigue ainsi que la charge maximum pouvant être appliquée sur le fil en fonction du couple de serrage. Dans une deuxième étude [33], cinq systèmes de fermeture différents sont comparés. Le sternum est simulé par une plaque métallique trouée. Les systèmes de fermeture entourent les plaques ou passent par des trous à l'intérieur de celles-ci. Le chargement se fait à 2 mm/min jusqu'à la rupture du système de fermeture. Les différents systèmes sont comparés en fonction de leur déplacement pour une charge de 20 kg. Le système qui présente la plus faible déformation est donc considéré comme étant le plus rigide et le meilleur.

À l'aide de modèles de mousses polymériques, différentes études ont simulé les caractéristiques du sternum humain et du sternum de porc. En effet, simuler le sternum de porc permet de valider ce modèle en le comparant à un véritable sternum de porc. Les modèles en polyuréthane représentent le sternum en totalité [38-40] ou en partie [41]. De plus, des mousses de polyuréthane de densité différente sont utilisées afin de simuler des sternums de rigidité différente. Dans ces études, la charge est appliquée de façon statique, c'est-à-dire qu'elle est appliquée une seule fois et à une basse vitesse. L'une des

deux mesures suivantes est prise, soit la charge à une séparation de 2 mm ou la courbe de *force-déplacement*. La totalité des études expérimentales rapportées suggère que le modèle en polyuréthane est effectivement représentatif du comportement d'un sternum de sujet cadavérique humain ou de porc.

L'une de ces études [41] est particulièrement intéressante parce qu'elle compare directement des sternums de porc biologiques et des sternum synthétiques. Deux densités de polyuréthane ont été utilisées, soit $0,24 \text{ g/cm}^3$ (LDPU, Low Density Polyurethane) et $0,48 \text{ g/cm}^3$ (HDPU, High Density Polyurethane), afin de simuler respectivement des sternums de porc rigide et moins rigide. Les courbes de *force-déplacement* mesurées suggèrent que le comportement des modèles de polyuréthane est similaire à celui des modèles biologiques (voir la figure 20).

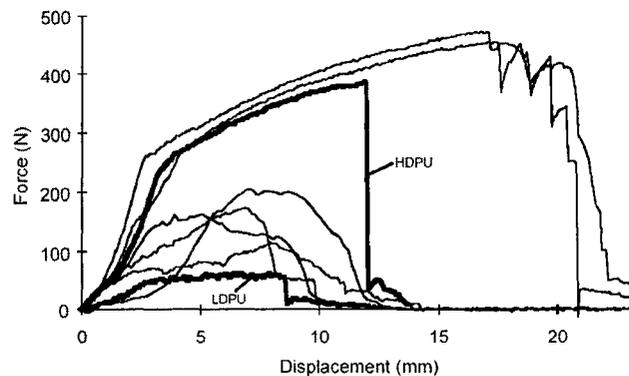


Figure 20 Courbes force-déplacement de modèles de polyuréthane, en gras ($0,24 \text{ g/cm}^3$ (LDPU) et $0,48 \text{ g/cm}^3$ (HDPU)), se faisant découper par un fil d'acier, ainsi qu'un modèle biologique de porc lignes fines (tirée de [41])

1.3.3. Modèles mathématiques

Les modèles mathématiques permettent de tester virtuellement un grand nombre de systèmes biomécaniques à un coût relativement faible. Dans le cas des SDF, leur

utilisation permettrait de mieux connaître les phénomènes d'interaction mécanique entre le sternum et le système de fermeture. La recension des écrits suggère toutefois que, jusqu'à maintenant, l'utilisation des modèles mathématiques a été relativement peu fréquente.

Seuls deux modèles ont été recensés. Ils ont pour objectif de démontrer la supériorité d'un système sur un autre, en modélisant uniquement la contrainte de contact. Le premier constitue une utilisation directe de la loi de Hertz par Jutley et al.[42]. Toutefois, cette étude est fortement contestée par l'équipe de Casha, principalement parce que la loi de Hertz se base sur de faibles déformations et n'est applicable que sur des matériaux élastiques. Les os étant des matériaux viscoélastiques et non linéaires, l'équation de Hertz ne peut donc pas être utilisée pour connaître la pression à l'interface entre le système de fermeture et le sternum [11]. Par ailleurs, dans ce même article [11], Casha et ses collaborateurs présentent un modèle obtenu par la méthode des éléments finis, modèle qui a été proposé par Sorof et al. Par exemple, la figure 21 démontre, par la méthode des éléments finis, l'avantage du ruban *Sterna-band* sur un fil standard n° 5 [11].

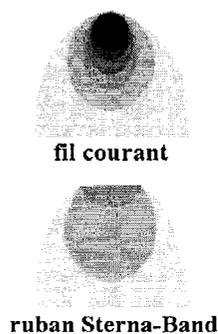


Figure 21 Contraintes de Von Mises dans un os causées par un fil
d'acier n° 5 standard ou par un ruban. Calcul par
éléments finis
(adapté d'une publication personnel de Sorof et al. 1999
tirée de [11])

1.4. Conclusion

Trois types de systèmes de fermeture ont été décrits : les fils, les rubans et les agrafes. Le système le plus utilisé est le fils d'acier inoxydable, plus spécifiquement le fil n° 5 qui a un diamètre variant entre 0,7 mm et 0,8 mm [43]. Les fils sont préférés parce qu'ils sont aisés à manipuler, que la rigidité de fermeture est grande, qu'ils sont faciles à retirer en cas d'accident. Le désavantage majeur de la fermeture du sternum par fil est la rupture du sternum due à son cisaillement par les fils.

On a vu aussi qu'un alliage particulier, l'alliage de nickel et de titane, pouvait être utilisé comme implant et que ses propriétés thermomécaniques peuvent apporter des avantages que les matériaux standard ne possèdent pas.

Finalement, trois méthodes de modélisation ont été traitées. Les méthodes qui semblent les plus appropriées pour une étude préliminaire sont les méthodes mathématiques et celles par essais en laboratoire sur des modèles de sternum en polyuréthane (une liste plus exhaustive est présentée en annexe 2). Les modèles mathématiques permettent de comparer les capacités des SDF et d'aider à leur dimensionnement. Les modèles en polyuréthane permettent de représenter le système de sternum réel de manière relativement réaliste, tout en restant simple d'utilisation. Ils permettent aussi une bonne répétitivité. De plus, les simulateurs d'os en polyuréthane sont viscoélastiques tout comme les os, et ils peuvent donc être testés en fatigue bien qu'aucun auteur ne présente des résultats en ce sens.

CHAPITRE 2

CONCEPT PROPOSÉ ET MÉTHODOLOGIE DE VALIDATION

Tel qu'expliqué précédemment, le sternum refermé après une opération à cœur ouvert comporte trois parties distinctes. Les deux premières sont les moitiés de sternum à souder et la troisième est le système de fermeture du sternum. Dans la plupart des cas, ce dernier est constitué de fils que l'on entoure sur le sternum et que l'on serre pour mettre les parties du sternum en contact. Ce système de fermeture doit, au minimum, respecter les critères suivants.

4. Il doit maintenir la cohésion durant toute la durée de l'ostéosynthèse. Durant cette période, le système de fermeture est soumis à de multiples contraintes : quintes de toux, déplacement dans le lit, soulèvement de charges, etc.
5. Il doit être biocompatible et stérilisable (cet aspect ne sera toutefois pas vérifié de façon expérimentale, voir la section sur la biocompatibilité des AMF au chapitre 1).

Un système amélioré doit également présenter des avantages supplémentaires pour être accepté dans le milieu médical. Les objectifs additionnels visés par la conception d'un nouveau système de fermeture sont les suivants.

6. Le nouveau système doit empêcher la destruction par cisaillement du sternum par son système de fermeture due à une contrainte extérieure trop importante.
7. En cas de détérioration du sternum, il doit être en mesure de maintenir une charge sur le sternum afin d'en assurer la cohésion.
8. Il ne doit pas présenter de bords tranchants pour ne pas entraîner une hémorragie interne.
9. Il doit être aisé à manipuler. Dans le cas d'une liaison souple, comme un fil, cela signifie un faible moment d'inertie. Le moment d'inertie doit préférablement être identique dans toutes les directions autour de l'axe.

Il est important de mentionner que cette recherche vise à développer un système par liaison souple (comme un fil ou un ruban), et non par liaison rigide, tels les systèmes de fixation par agrafe. En effet, leur forte masse rend ces systèmes inconfortables et propices à l'inflammation des tissus. De plus, plusieurs brevets ont été déposés sur ce type de fixation (voir annexe 1), ce qui les rend moins intéressants dans le cadre de la conception d'un nouveau produit.

Ce chapitre décrit les techniques qui peuvent être employées pour répondre aux exigences répertoriées plus haut et présente un nouveau concept répondant aux exigences formulées.

2.1. Techniques utilisées pour répondre aux exigences fixées

Afin de répondre aux objectifs de conception du SDF, deux aspects seront analysés plus en détail : le type de géométrie et le choix du matériau du SDF.

2.1.1. Aspect géométrique

On a vu à la section 1.1.2 que les rubans ont un avantage marqué sur les fils : la surface de contact entre le SDF et le sternum est beaucoup plus importante, ce qui permet de réduire la pression à l'interstice. Cet avantage a cependant un prix qui justifie que ce système ne puisse être retenu tel quel. En effet, le ruban, qui est très mince, est également tranchant sur ses bords. Sa largeur importante rend difficile son installation transsternale. De plus, sa rigidité en flexion, c'est-à-dire la résistance à la déformation mécanique, n'est pas identique dans toutes les directions.

Le but de la conception est donc de trouver une géométrie qui engendre les plus faibles contraintes de contact, comme le ruban, tout en ayant une inertie faible et constante peu importe la direction de flexion, comme les fils. Pour y arriver, on propose une structure tubulaire tressée³ qui possède les avantages combinés des fils et des rubans.

En effet, la géométrie de la tresse tubulaire présente les avantages suivants :

1. Cette structure possède une rigidité en flexion plus faible qu'un fil plein, puisque structurellement, les brins ne sont pas fixés ensemble.
2. La structure tubulaire possède une rigidité de flexion identique dans toutes les directions, ce qui contribue à une manipulation aisée.
3. Sa forme circulaire tend vers la forme méplate lors du contournement des objets, ce qui diminue la contrainte de contact.
4. Contrairement au ruban, cette structure ne présente pas de bords tranchants.

2.1.1.1. Rigidité en flexion

Cette section présente une évaluation de la géométrie des trois différents systèmes de fermeture du sternum, soit les rubans, les fils et les tresses.

Tel que mentionné plus haut, les rubans présentent une forte variation de la rigidité de flexion. La figure 22 permet d'illustrer ce phénomène. Elle montre deux modes de flexion d'un ruban : autour de l'axe x et autour de l'axe y. La flexion autour de l'axe x présente le plus faible moment d'inertie, donc la plus faible résistance géométrique ($h \gg b$).

³ L'auteur du présent mémoire a activement contribué au développement de la solution technique proposée. Sa contribution est par ailleurs reconnue dans la demande de brevet actuellement en préparation.

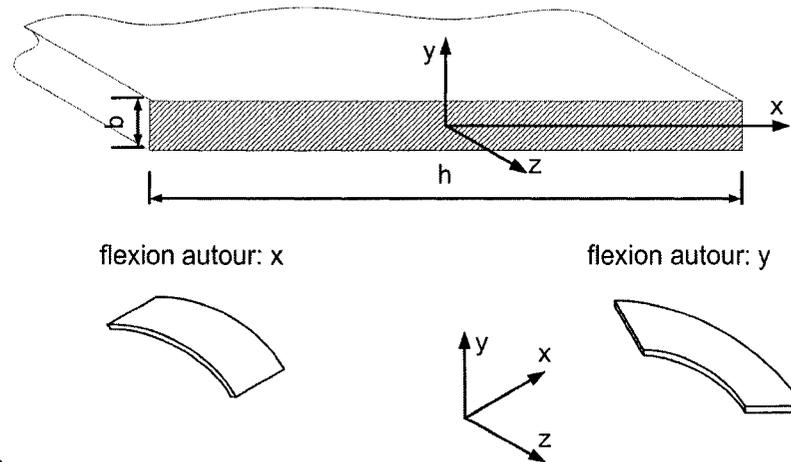


Figure 22 Illustration de la différence d'inertie d'un ruban selon deux modes de flexion, autour de l'axe x et autour de l'axe y

L'équation (2.1) permet de calculer les moments d'inertie pour les deux modes de flexion du ruban :

$$I_x = \frac{h \cdot b^3}{12} \text{ et } I_y = \frac{b \cdot h^3}{12}; \quad (2.1)$$

où, I_x et I_y sont respectivement les moments d'inertie autour de l'axe x et de l'axe y.

Par ailleurs, l'inertie d'un fil, qui équivaut à celle du cercle, est constante, peu importe la direction de chargement. Le moment d'inertie du fil est donné par l'équation suivante :

$$I_{x,y} = \frac{\pi D^4}{64} \quad (2.2)$$

où, D est le diamètre du fil de suture.

Pour comparer le comportement inertiel d'un fil et d'un ruban faits du même matériau, on peut supposer que la rigidité axiale est la même pour les deux SDF. Il faut donc que l'aire de la section de chacun des SDF soit la même, ce qui signifie que l'équation suivante doit être respectée :

$$\frac{\pi D^2}{4} = b \cdot h. \quad (2.3)$$

À l'aide de l'équation (2.3) précédente, on calcule que pour avoir la même rigidité axiale qu'un fil n° 5 (environ 0,78 mm de diamètre), un ruban de 5 mm de largeur doit avoir une épaisseur de 0,1 mm.

Pour la tresse, puisque les brins ne sont pas fixés ensemble et que la tresse tend vers une forme méplate lorsqu'elle est déformée, l'inertie peut être évaluée de façon grossière comme étant la somme des inerties de tous les brins qui composent la tresse, comme le montre l'équation (2.4) suivante :

$$I_{x,y} \cong N \cdot \frac{\pi d^4}{64} \quad (2.4)$$

où, N est le nombre de brins dans la tresse et d , le diamètre d'un brin.

On suppose que la rigidité axiale est la même pour le fil et pour la tresse, si l'aire de la section des deux SDF est la même. Avec l'équation (2.5) suivante, en supposant un diamètre de brin de 0,1 mm, on obtient le nombre de brins N égale à 60 brins.

$$D^2 = N \cdot d^2 \quad (2.5)$$

Il est maintenant possible d'estimer la rigidité en flexion du fil, du ruban et de la tresse. Les résultats sont donnés au Tableau IV suivant.

Tableau IV

Comparaison entre les moments d'inertie selon x et y pour le fil, le ruban et la tresse

SDF	I_x, mm^4	I_y, mm^4
Fil	0,018	0,018
Ruban	0,004	1,042
Tresse	0,0003	0,0003

Ce tableau montre la très grande différence de moment d'inertie entre I_x et I_y qui caractérise le ruban. Cette différence rend la manipulation moins aisée parce qu'il est facile à manipuler dans un sens (autour de l'axe des x), mais pas dans l'autre (50 fois plus rigide que le fil autour de l'axe des y). Pour ce qui est de la tresse, tout comme le fil elle possède une rigidité de flexion identique dans toutes les directions, mais en plus cette rigidité est 60 fois plus faible que le fil plein.

2.1.1.2. Aire de contact et bords tranchants

Lorsque la structure tubulaire tressée vient en contact avec l'os, elle tend à adopter une forme méplate, ce qui a pour effet d'augmenter l'aire de contact (figure 23). L'aire de contact de la tresse tubulaire s'approche donc de celle obtenue par un ruban. Toutefois, la tresse étant souple, elle ne présente pas de bords tranchants.

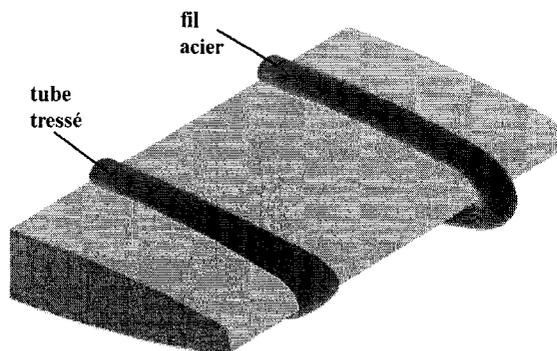


Figure 23 Comparaison entre la forme méplate que prend un tube tressé lorsqu'il est mis en contact avec une surface et la forme d'un fil d'acier

2.1.1.3. Résumé

Le Tableau V suivant présente les avantages et les inconvénients au niveau de la géométrie pour les différents systèmes étudiés dans cette section.

Tableau V

Comparaison de la géométrie de trois systèmes de fermeture

	Fil plein	Ruban	Tresse
Aisance de manipulation due à l'égalité de la rigidité en flexion	Oui (+)	Non (-)	Oui (+)
Diminution de la pression sur l'os	Non (-)	Oui (+)	Oui (+)
Élimination du danger de coupure des tissus	Oui (+)	Non (-)	Oui (+)

2.1.2. Aspect du matériau

Tel qu'il a été vu précédemment, la majorité des SDF sont faits d'acier inoxydable. Toutefois, si l'on utilise ce matériau pour fabriquer une tresse tubulaire, celle-ci s'écrase et ne reprend pas sa forme. Sa géométrie n'est plus uniforme et ne présente plus les avantages décrits au Tableau V. Le nylon, pour sa part, reprend sa forme, mais ne possède pas une rigidité suffisamment grande. De plus, sa biocompatibilité reste incertaine.

L'AMF est donc le matériau le plus prometteur pour le système de fermeture tubulaire tressé. L'effet *Mémoire de forme* et l'effet superélastique de l'AMF décrit à la section 1.2 peuvent être utilisés. Il est possible d'installer le système sans appliquer de contrainte initiale et de se servir de la génération de contrainte pour assurer la fermeture du sternum (effet mémoire de forme). On peut aussi mettre à profit les capacités superélastiques du matériau en employant les très grandes déformations récupérables que peut absorber le matériau.

Les propriétés de mémoire de forme sont facilement applicables au SDF sous forme d'agrafe comme il est montré à la section 1.2.3.2. En effet, on peut utiliser un matériau dans le domaine austénitique à la température du corps, que l'on refroidit et que l'on déforme avant de l'installer sur le sujet. Le domaine de transformation directe est traversé, puis la martensite autoaccommodante est transformée en martensite orientée. La forme déformée est conservée jusqu'à ce que l'agrafe atteigne la température du corps. Lorsque l'agrafe est installée sur le sternum, la reprise de forme est restreinte et donc, l'alliage génère des contraintes de fermeture.

Par contre, pour un SDF souple, il est difficilement pensable de le maintenir à basse température lors de son installation sur le sujet, à cause de toutes les manipulations nécessaires pour l'installation. Plusieurs parties du SDF peuvent atteindre la température du corps trop vite et se transformer en reprenant leur forme d'origine. Donc une fois

installé, pratiquement tout le SDF serait déjà transformé avant qu'il ait pu exercer une contrainte sur le sternum.

Au contraire, lorsque l'alliage se trouve au-dessus de A_f à la température du corps, l'effet de superélasticité est plus facilement applicable. Le matériau, une fois installé, ne varie plus de température parce que celle-ci est contrôlée par le corps. Il est possible d'utiliser l'alliage superélastique de deux façons :

A) En tant que protection contre les surcharges.

La protection contre la surcharge a pour but de libérer le sternum en cas de surcharge. La figure 24 présente le principe de fonctionnement. Au point (1), le système est à sa contrainte initiale. Cette contrainte lui a été fournie par le chirurgien lors de l'installation du SDF. Une perturbation survient, la contrainte dans le fil passe au point (2). À déformation égale, le matériau AMF entre en transformation de phase et génère une contrainte plus faible (σ_{AMF}) qu'un matériau élastique (σ_{Lin}). La contrainte fournie au sternum par le SDF est, elle, aussi plus faible. Une fois la perturbation passée, la déformation revient à son point d'origine à une nouvelle contrainte légèrement plus basse due à l'hystérésis du matériau (3). Si le matériau ne possède pas de plateau de transformation, la contrainte atteinte $\sigma_{Lin} \gg \sigma_{AMF}$ (point 2), ce qui peut endommager le sternum.

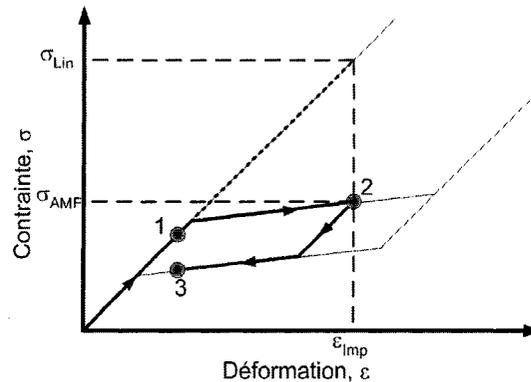


Figure 24 Principe de fonctionnement du premier mode de chargement dans le plan contrainte déformation
 ϵ_{imp} est la déformation imposée lors de la perturbation,
 σ_{AMF} est la contrainte atteinte dans le SDF en AMF, σ_{Lin}
est la contrainte atteinte dans un matériau élastique

La protection contre la surcharge fonctionne bien lors de l'application d'un déplacement parce qu'il génère une moins grande contrainte. Toutefois, le déplacement ne constitue pas la principale perturbation appliquée sur le SDF. Les chargements les plus fréquents, une quinte de toux ou un effort extérieur comme une chute ou un massage cardiaque créent une force. Lors de l'application d'une force extérieure, la contrainte atteinte dans le SDF est la même, peu importe sa rigidité. Toutefois, à force égale, la déformation atteinte lors de la surcharge est plus importante, ce qui n'est pas souhaitable.

B) Pour la conservation de la charge.

Le deuxième mode de fonctionnement par conservation de la charge est illustré à la figure 25. Contrairement au premier mode, la précontrainte est au-dessus de σ_{Mf} (1). Lors d'une surcharge (2), la rigidité élastique plus importante de la martensite limite l'ouverture de la jonction du sternum. En cas de détérioration du sternum (3), le plateau de transformation offre une réserve préservant la contrainte dans le SDF jusqu'à 8 % pour l'alliage NiTi.

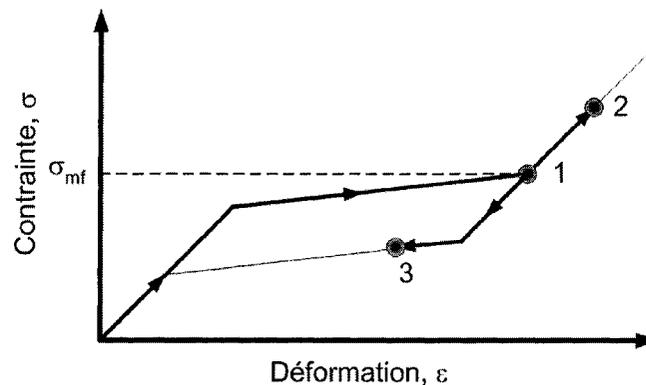


Figure 25 Démonstration du deuxième mode de fonctionnement dans le plan contrainte-déformation

Il semble donc que le deuxième type de comportement s'avère être le plus prometteur à être utilisé dans un SDF. La rigidité du SDF sera comparable à celle d'un fil d'acier en fonctionnement normal, mais en cas de détérioration du sternum, une charge sera maintenue par le SDF sur le système de fermeture.

2.2. Solution retenue

La solution qui est retenue dans le cadre de cette étude est un tube tressé en AMF. En effet, un fil simple en AMF est peu intéressant. Il est plus difficile à manipuler qu'un fil en acier, car le principe de superélasticité fait en sorte qu'il tend à demeurer en position droite. Il ne se plie donc pas aux exigences du chirurgien. Il ne peut pas être entortillé pour être fixé. Un système d'attaches supplémentaires doit donc être conçu. De plus, l'aire de contact étant approximativement la même que pour un fil d'acier, les contraintes dans le sternum sont aussi les mêmes.

Le tube tressé en AMF ne présente pas tous ces inconvénients. Il permet de combiner les avantages des fils et des rubans. Sa forme permet à la fois d'obtenir une surface de contact supérieure et de présenter une faible rigidité de flexion identique dans toutes les directions (voir section 2.1.1). De plus, l'AMF utilisé dans un état superélastique procure un avantage additionnel : une réserve de déformation sans diminution marquée

de la contrainte, ce qui permet de maintenir la contrainte de fermeture durant une période prolongée. Par contre, tout comme le fil d'AMF, le tube tressé en AMF ne peut pas être entortillé pour être fixé. Un système d'attaches supplémentaires doit aussi être conçu.

2.3. Modélisation du système de fermeture

Pour valider le système de fermeture développé à la section précédente, il est nécessaire de tester le système sur des modèles tant virtuels qu'expérimentaux. Ces modèles nous permettront de comparer le système de fermeture créé avec des systèmes classiques, en particulier le système de fermeture par fil d'acier inoxydable. Pour ce faire, il faut d'abord simplifier le problème de façon à rendre la modélisation plus aisée tout en demeurant suffisamment proche du cas réel pour que les comparaisons soient encore valables. En ce sens, les étapes de modélisation vont débiter par une description des simplifications pouvant être apportées pour représenter un sujet possédant un système de fermeture.

2.3.1. Simplification du modèle

Tout d'abord, il faut réduire le système au sternum seul. Pour y arriver, on suppose que la cage thoracique transmet les efforts provenant d'une augmentation de pression intrathoracique par l'entremise des côtes (figure 26). La force résultante de cet effort est calculée à l'aide du modèle de Casha équation (1.3) et elle vaut environ 1500 N lors d'une quinte de toux.

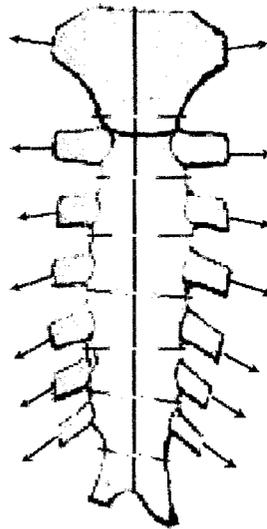


Figure 26 Transmission des forces générées par la pression interthoracique par les côtes au sternum

En se basant sur la géométrie, la complexité du système peut être réduite de façon substantielle. Le sternum et le système de fermeture étant symétriques par rapport au plan sagittal, il est possible de ne modéliser que la moitié du sternum en supposant que l'autre moitié se comporte de la même façon. La jonction entre les deux parties est considérée comme étant deux corps en contact et les fils sont modélisés comme étant symétriques par rapport à leur centre. De plus, le sternum étant suffisamment long, on peut supposer que tous les fils de fermeture se comportent de la même façon. C'est-à-dire, qu'ils subissent les mêmes charges et possèdent les mêmes déformations. Ces deux hypothèses ont été faites par plusieurs auteurs qui ne modélisent qu'un ou deux fils de fermeture à la fois [2; 11; 33; 37; 41; 42]. À partir de ces deux hypothèses, on obtient la figure 27 qui montre les plans de symétrie pouvant être faits pour simplifier le modèle. En ne modélisant que la partie de droite de la figure, nous supposons que le comportement du modèle est représentatif à celui de tout le sternum.

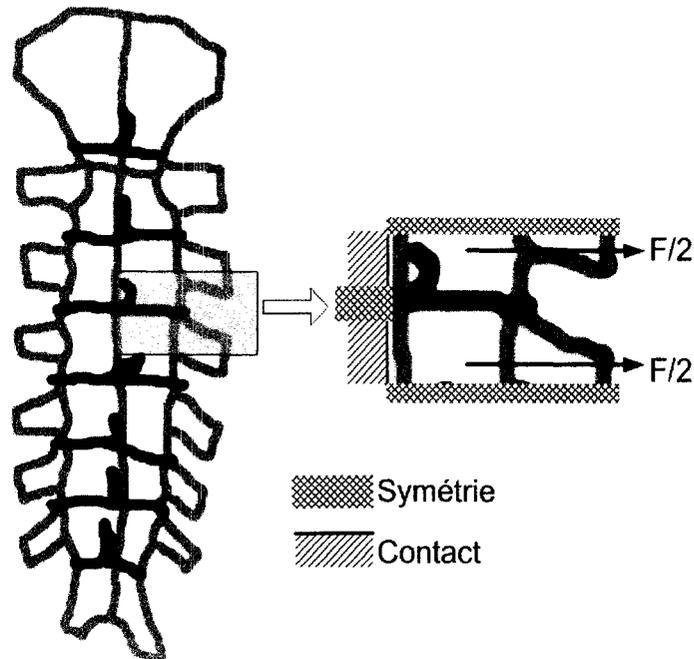


Figure 27 Simplification du comportement du sternum par symétrie

2.3.2. Paramètres pertinents à mesurer

Pour comprendre quels sont les paramètres pertinents à mesurer, il est important de comprendre le fonctionnement mécanique du SDF. La figure 28 représente l'effet d'un cycle : installation, chargement et déchargement dus à une perturbation extérieure (une quinte de toux par exemple). Seule la moitié du sternum est illustrée ici, étant donné que le système est symétrique. Le sternum est à son état initial en (a). Le fil n'est pas tendu et les deux parties du sternum sont en contact. Le fil est ensuite tendu par le chirurgien. Des contraintes sont alors présentes en (b) sur la face interstitielle des deux parties du sternum (bleu) et au lieu d'application du fil (orange). En (c), une charge extérieure est fournie par les côtes sur le sternum. Cet effort supplémentaire a pour effet de diminuer la contrainte à l'interstice et d'augmenter la contrainte au point d'application du fil. En cas d'effort très élevé (d), la charge reprise par le fil est égale à l'effort généré et la contrainte au point d'application du fil ne dépend que de cet effort, et aussi, de l'aire de

contact. À cette étape, le matériau du fil n'influence plus la contrainte maximale dans le sternum. L'étape (e) est un retour à l'étape (b). S'il n'y a ni détérioration de l'os ni plastification du fil, la contrainte à l'interstice est maintenue.

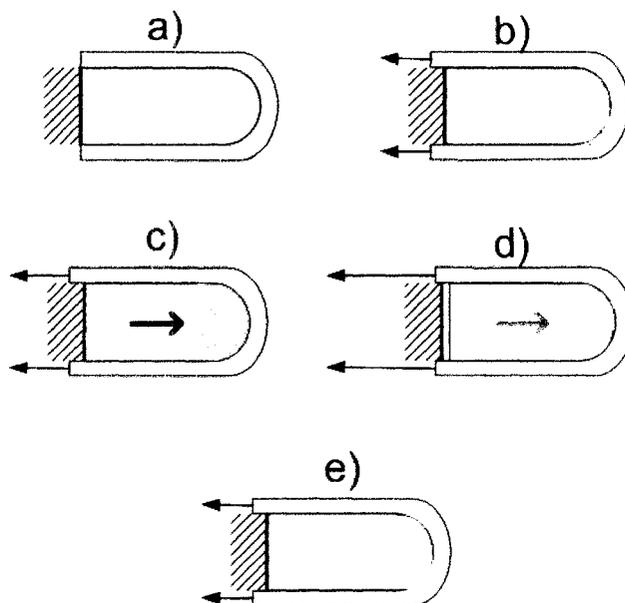


Figure 28 Séquence d'installation (a-b) et d'un chargement du par exemple à une quinte de toux (c-d) suivi d'un déchargement (e)

La quasi-totalité des auteurs cités au chapitre précédent compare les SDF par leur rigidité ou par la charge maximum qui peut être supportée par le SDF sans se rompre. Cette charge maximale à la rupture étant bien au-delà de la résistance du sternum [33], cette donnée n'est donc pas pertinente. La rigidité du SDF n'est pas non plus une donnée très pertinente. En effet, dans son article sur les sujets cadavériques McGregor et al. [35] démontrent qu'il y a ouverture du sternum pour des charges aussi faibles que 40 N/fil avec un système de fermeture à fil. Une fois la liaison rompue, l'ostéogenèse est à recommencer, peu importe le déplacement de l'ouverture du sternum, et donc, peu importe la rigidité du SDF.

Pour que l'ostéogénèse soit favorisée, une force de contact, préférablement constante, doit être maintenue sur la liaison. Il faut donc s'assurer :

1. De maximiser la charge pour laquelle il y a ouverture de la liaison tout en maintenant la contrainte de contact entre le sternum et le SDF sécuritaire.
2. Qu'en cas de surcharge et d'ouverture du sternum, le SDF réapplique à nouveau une force de contact (*charge résiduelle*) sur le sternum.

2.4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit un nouveau système de fermeture du sternum. Le concept proposé, une tresse tubulaire en alliage à mémoire de forme, répond à l'ensemble des critères de conception. En effet, ce SDF présente les avantages théoriques suivants :

1. Diminution de la rigidité en flexion du système de fermeture.
2. Égalité de la flexion tout autour de son axe.
3. Augmentation de la surface de contact entre le SDF et le sternum, ce qui entraîne une diminution des contraintes de surface.
4. Bénéfice d'une réserve de déformation à une charge résiduelle constante.

Pour confirmer ces avantages, le SDF proposé sera comparé au SDF par fil en acier inoxydable. Pour ce faire, le SDF a été simplifié afin de pouvoir le modéliser numériquement et en laboratoire. La méthodologie et les résultats de la modélisation numérique et en laboratoire seront présentés dans les chapitres suivants.

CHAPITRE 3

MODÉLISATION PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS 1D

Les modèles par éléments finis (MEF) 1D sont caractérisés par une géométrie n'ayant qu'une seule dimension. Les seules géométries mécaniques possibles sont alors des liens en tension et en compression. L'objectif d'utilisation d'un tel modèle dans le cadre du présent projet est d'estimer de façon grossière le comportement du SDF. Le modèle servira à comparer les SDF en AMF utilisant la superélasticité avec les SDF par fils d'acier inoxydable. De plus, il servira à dimensionner la tresse en AMF pour les modèles de laboratoire.

Un assemblage de ressorts servira de modèle 1D d'un SDF. Une analogie à un système de joint boulonné permet de générer ce modèle simple. On verra ensuite de quelle façon les paramètres du modèle sont définis et on terminera avec la liste des essais numériques à effectuer ainsi qu'avec leurs résultats.

3.1. Analogie au système de joint boulonné

Comme il est mentionné plus haut, le SDF consiste en deux parties de sternum reliées ensemble à l'aide de liens. Par analogie, on utilise un modèle de joint boulonné, illustré à la figure 29, pour modéliser le SDF. Deux ressorts en tension et compression connectés en série remplacent respectivement le boulon et les plaques. Cette substitution a pour but de calculer la réaction du système lors de l'application d'une charge extérieure F [44]. Cette analogie est pertinente pour la compréhension du comportement d'un SDF ainsi que pour l'élaboration du modèle 1D par la MEF.

Tout comme les joints boulonnés, les systèmes de fermeture du sternum ont pour but de relier deux pièces ensemble pour éviter qu'elles ne se séparent sous l'application d'une charge extérieure. Selon cette analogie, les fils de suture prennent la place des boulons et

sont sollicités en tension. Les deux parties du sternum prennent la place des membrures et travaillent alors en compression.

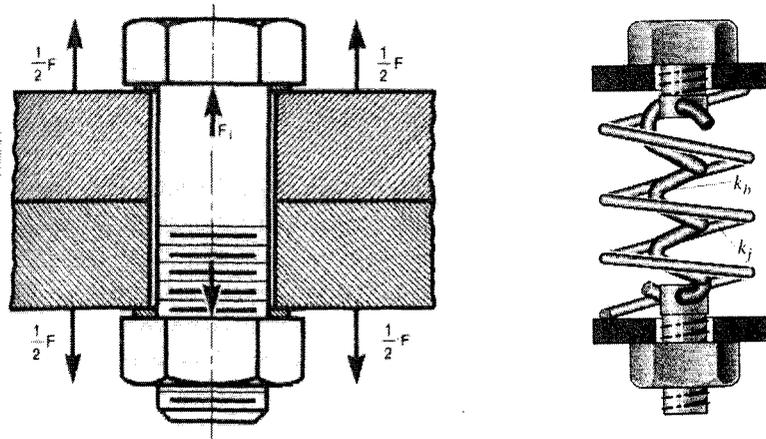


Figure 29 Simulation d'un assemblage bolonné par des ressorts en tension et en compression
(Tirées de [45; 46])

Au départ, une force de tension initiale F_i est appliquée sur les fils (figure 30). La force F_i est transmise à la jonction du sternum et comprime les deux parties de sternum ensemble. L'os du sternum est donc comprimé par la force F_i .

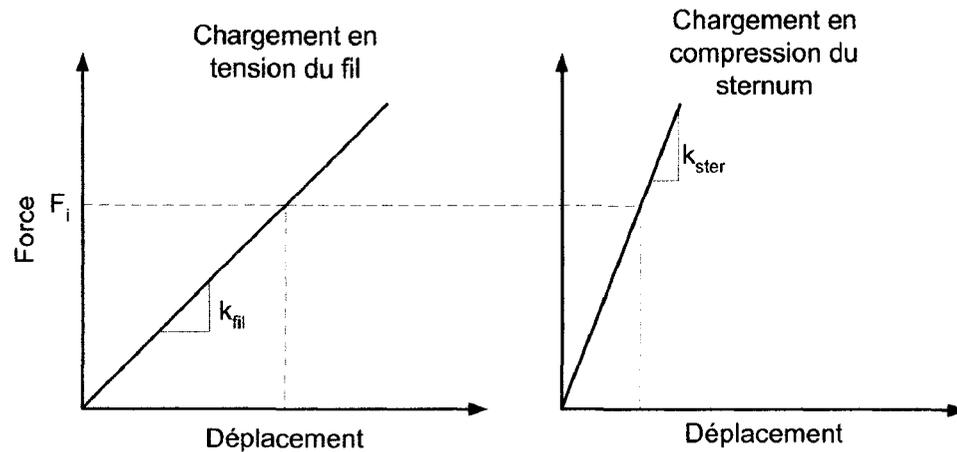


Figure 30 Application de la charge F_i au SDF. Le fil est mis en tension et le sternum est mis en compression par une charge identique

Une fois la charge F_i appliquée, le sternum est à l'équilibre. La figure 31 montre l'effet de la charge F_i pour les rigidités du fil ($k_{fil} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$) et du sternum ($k_{ster} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$). Toute charge F , extérieure au système, appliquée comme à la figure 29, charge le fil, mais décharge le sternum. Pour illustrer ce déchargement, la droite définissant la rigidité du sternum est inversée par rapport au point d'équilibre (figure 31). Étant donné que pour une charge extérieure F donnée, les déplacements du fil et du sternum sont les mêmes, une partie de la charge est transmise au fil et l'autre contribue à la diminution de pression sur le sternum.

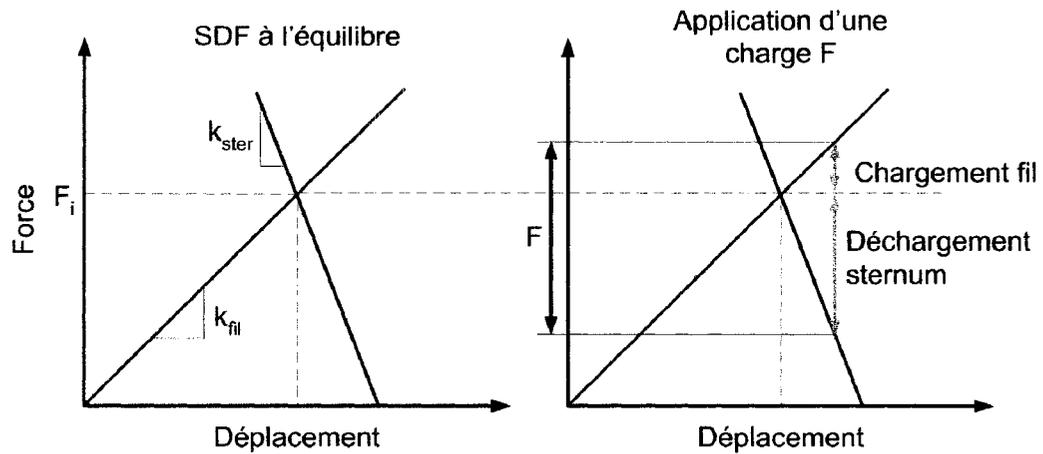


Figure 31 SDF à l'équilibre et sa déformation lors de l'application d'une charge F

Le modèle linéaire illustré à la figure précédente est relativement simple à résoudre. On peut en déduire que plus le fil est souple, moins grande est l'élévation de charge sur le fil pour une même charge extérieure F . Dans ce cas, comme illustré à la figure 32, c'est le sternum qui se décomprime plus pour équilibrer la charge extérieure. Par le fait même, la force que le SDF applique au sternum (F_c) est moins importante. Par contre, la force extérieure qui crée l'ouverture du sternum est plus faible (F_o est la charge extérieure F qui diminue jusqu'à zéro la charge sur le sternum).

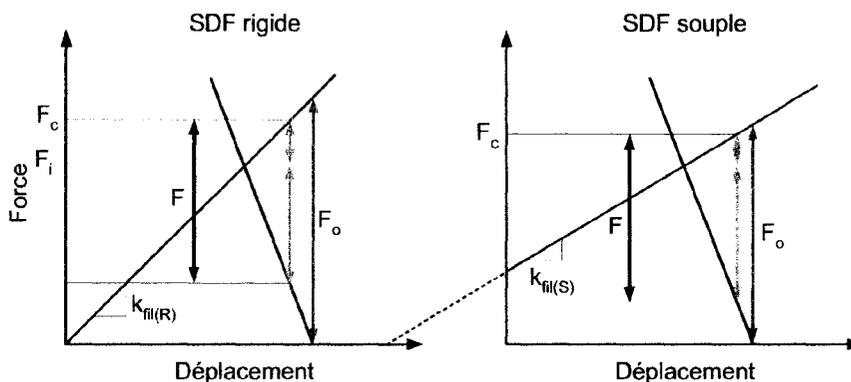


Figure 32 Comparaison de l'impact sur la force au contact entre le SDF et le sternum (F_c) et sur la force extérieure causant l'ouverture du sternum (F_o) entre un SDF rigide ($k_{fil(R)}$) et un SDF souple ($k_{fil(S)}$); $k_{fil(R)} > k_{fil(S)}$

Dans le cas d'un SDF, une grande partie de la perte de charge à l'interface du sternum est due à la détérioration de la surface de contact du sternum avec le SDF. On suppose en effet que le déplacement de la surface du sternum est relié à la déformation d'un volume se trouvant à proximité de l'indenteur (ici, l'indenteur est le SDF)[47]. La figure 33 montre que la partie du sternum qui est proche de la zone de contact avec le SDF (strate surfacique) accommode la quasi-totalité de la déformation, alors que la partie au centre du sternum (strate centrale) ne se déforme que très peu.

Il est important de différencier la strate surfacique et la couche corticale du sternum. Le modèle présenté ici est utilisé pour représenter le comportement général du sternum et non le comportement particulier des différents tissus osseux le composant. Ainsi, le modèle peut tout autant représenter un passage péristernal (le SDF est appuyé contre la couche corticale du sternum) ou transsternal (le SDF est appuyé contre la masse spongieuse de l'os du sternum). Pour différencier ces deux cas, seul le comportement (rigidité) des strates surfacique et centrale divergerait.

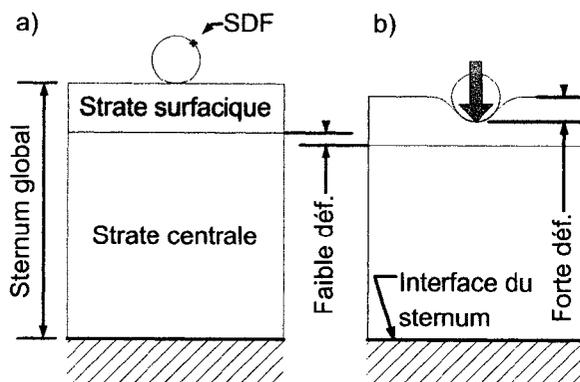


Figure 33 Définition des strates pour le modèle du sternum
 a) sternum non déformé; b) sternum dans lequel le SDF
 s'est enfoncé

Pour tenir compte de ce phénomène, on ajoute au modèle de la figure 29 un troisième ressort (figure 34). Ce ressort en compression se situe entre la zone d'application de la charge (F) et la surface de contact avec le SDF.

Cet ajout permet de tenir compte de façon séparée des rigidités du fil, de la strate centrale ainsi que de la strate superficielle. Le comportement des ressorts peut être considéré comme linéaire (figure 31) ou non linéaire.

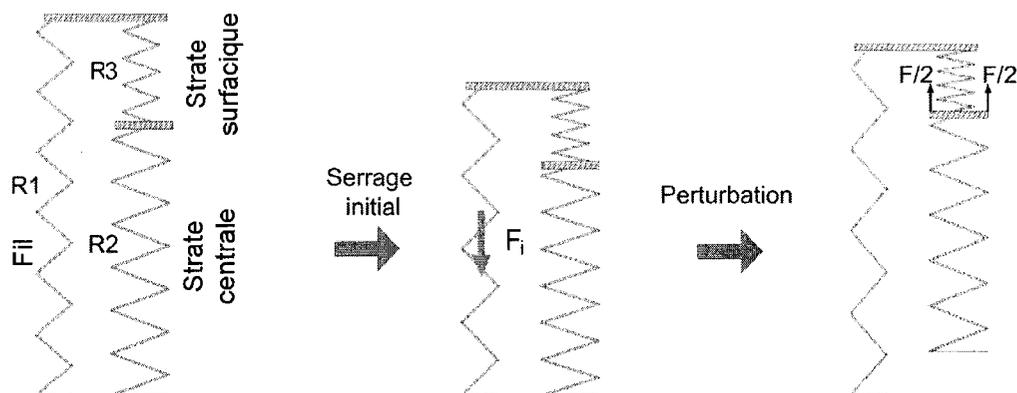


Figure 34 Assemblage de ressorts représentant le comportement du sternum

R1 est le ressort représentant le fil de fermeture, R2 est le ressort représentant la strate centrale et R3 est le ressort représentant la strate surfacique

De plus, le troisième ressort permet de positionner la charge à un endroit plus juste. En effet, en n'utilisant que deux ressorts (SDF : R1 et Sternum global : R2), la force ne peut être appliquée qu'en deux endroits : soit à la base du ressort (R2) ou à l'interface entre le ressort modélisant le sternum global et le ressort modélisant le SDF (entre R1 et R2). Ces deux cas sont erronés et voici pourquoi.

1. En appliquant la charge à la base du sternum, celui-ci se trouve comprimé en entier contre le SDF, alors qu'il devrait être décompressé lors de l'application d'une charge extérieure.
2. En appliquant la charge à l'interface entre le sternum et le SDF, le sternum en entier est déchargé, alors que la surface du sternum doit se comprimer contre le SDF.

Pour pouvoir utiliser ce modèle, il faut être en mesure d'évaluer de façon indépendante la rigidité de la strate surfacique et la rigidité du sternum global. Il faut aussi connaître la rigidité du fil du SDF.

3.2. Évaluation des paramètres du modèle

Les paramètres à imposer pour les calculs sont les suivants :

1. Largeur du sternum
2. Rigidité du fil
3. Rigidité de la strate surfacique
4. Rigidité globale du sternum

Les dimensions d'un demi-sternum sont fixées à 25 mm de largeur et 10 mm d'épaisseur en se basant sur les essais de Hale [41].

Les rigidités, $k \left[\frac{N}{m/m} \right]$, en Newton par unité de déformation sont évaluées par des essais

de traction. La machine de traction utilisée est le modèle *Enduratec ELF 3200* (Minnetonka, MN, ÉU) dont la capacité de charge maximum est de ± 450 N. Ces propriétés sont ensuite transférées dans le logiciel d'éléments finis *ANSYS* (Canonsburg, PA, ÉU). Les éléments finis utilisés sont des liens unidimensionnels qui possèdent une aire de 1 mm^2 . De cette façon, les contraintes en MPa sont égales à la force de l'essai en Newton. Cette approche est utilisée parce qu'elle permet de représenter la rigidité du polyuréthane (simulateur du sternum) sans connaître l'état de contrainte dans la pièce.

Étant donné que l'on travaille avec les grands déplacements, *ANSYS* utilise les déformations réelles (équation (3.1)) plutôt que les déformations d'ingénierie (équation (3.2)). Les modules de rigidité fournis dans cette section sont donc calculés à partir de la déformation réelle et non de la déformation d'ingénierie.

$$\varepsilon = \ln(1 + \varepsilon_{ing}) \quad (3.1)$$

$$\varepsilon_{ing} = \frac{(L - L_0)}{(L_0)} \quad (3.2)$$

3.2.1. Modélisation des fils de NiTi

Un élément de type SOLID185 est utilisé pour le fil de NiTi. C'est un élément tridimensionnel à 8 noeuds. Cet élément supporte les matériaux non linéaires. Pour simuler le comportement d'un fil AMF, la loi de matériau superélastique SMA (*Shape Memory Alloy*) d'ANSYS 8.0 est utilisée. Il est important de mentionner ici que la structure et la géométrie de la section d'un tel élément n'ont pas d'importance pour le modèle 1D. En effet, tel qu'il est expliqué au chapitre 4, le comportement axial d'une tresse tubulaire en NiTi est comparable à celui d'un fil simple. Pour modéliser différentes rigidités de tresse, différentes aires de section sont utilisées.

Selon la loi SMA, le matériau est défini par un module Young (E_x) identique pour les deux phases (martensite orientée et austénite). Il est aussi défini par les contraintes de début et de fin de transformation directe (σ_{Ms} , σ_{Mf}) et inverse (σ_{As} , σ_{Af}) ainsi que par la déformation de transformation maximale (ε_{trans}) (figure 35). Cette loi de matériau ne supporte que certains éléments 2D et 3D. C'est pour cette raison qu'un élément 3D est utilisé ici plutôt qu'un élément 1D. Le coefficient de Poisson est fixé à zéro. De cette façon, la section de l'élément ne varie pas durant la simulation et donc sa rigidité reste celle qui lui a été imposée.

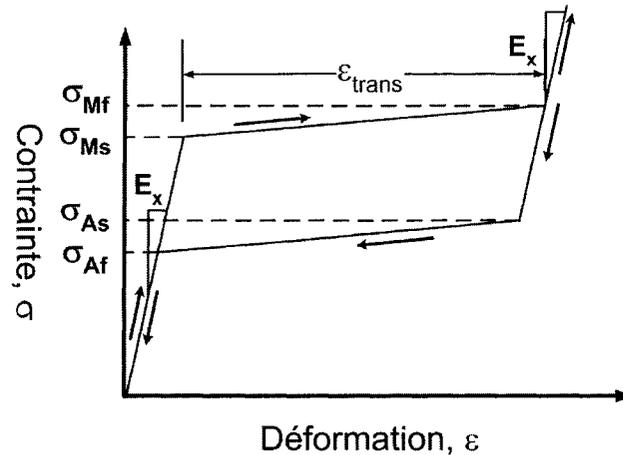


Figure 35 Comportement du matériau AMF avec les paramètres d'entrée (Adapté de [48])

Pour définir les caractéristiques des AMF, les travaux de François Viens sont utilisés [49]. Les données sont recueillies à partir des essais de traction sur un échantillon préalablement stabilisé, c'est-à-dire qu'une centaine de cycles ont été réalisés avant de recueillir les mesures définissant le matériau. Le matériau utilisé est un alliage Ti-50,8% at. Ni de 0,71 mm de diamètre obtenu par tréfilage à froid de 40 % et ayant subi un traitement thermique à 450 °C pendant une heure suivi d'une trempe à l'eau glacée. L'essai de traction effectué au laboratoire du LAMSI se déroule sur une machine de traction à vis développée maison. L'expérimentation est décrite en détail à l'annexe 3. Les courbes sont traitées à l'aide du logiciel *Excel* (Microsoft Corp., Redmond, WA, ÉU). Les paramètres de la loi de matériau sont obtenus par l'ajustement manuel de la courbe de la loi par rapport à la courbe expérimentale. La figure 36 montre un essai de traction (imposition d'une déformation d'environ 6,5 % suivie d'un relâchement jusqu'à 0 %) ainsi que la courbe modélisée.

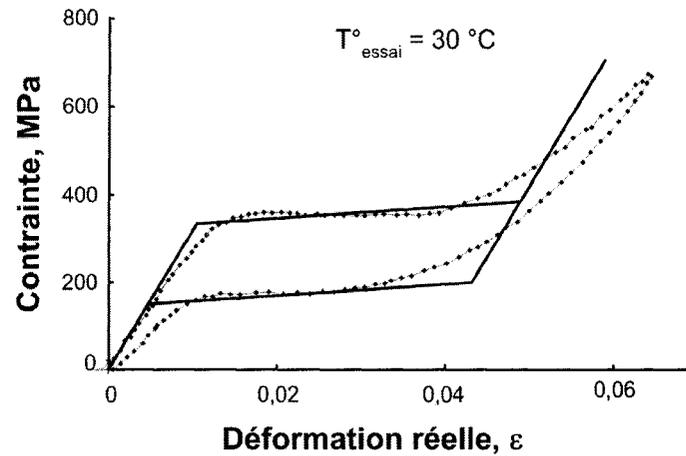


Figure 36 Essai de traction sur un fil AMF Ti-50,8at.% Ni à une température de 30 °C avec le modèle imposé à *ANSYS* (Modèle en trait gras) (adapté de [49])

Les paramètres de la loi de modélisation AMF imposés à *ANSYS* sont donnés au Tableau VI suivant. Notez que le paramètre α est une caractéristique permettant de modéliser une différence de comportement entre la tension et la compression. En imposant la valeur zéro à ce paramètre, aucune différence n'est modélisée. Étant donné que les SDF ne fonctionnent qu'en traction, ce paramètre n'a pas d'importance.

Les contraintes sont les contraintes apparentes dans le matériau (contraintes qui ne tiennent pas compte de la réduction de section). On obtient la rigidité (N/unité de déformation) en multipliant la contrainte par l'aire de l'élément fini.

Tableau VI

Valeur des paramètres du modèle SMA de *ANSYS* pour les fils en AMF

Paramètre	Valeur (MPa)
E_x	31500
ε_{trans}	0,037
σ_{Ms}	335
σ_{Mf}	385
σ_{As}	200
σ_{Af}	150
α	0

La valeur de la déformation de transformation imposée (3,7 %) maximale diffère de celle présentée par François Viens (3,85 %), car celui-ci a relevé une erreur dans la documentation d'*ANSYS* 8.0 sur la définition de cette valeur (Viens, F., communication personnelle dans le cadre de sa soutenance de mémoire, 23 juin 2004). En effet, dans la documentation de *ANSYS*, la déformation de transformation maximale est identifiée de façon classique, telle que représentée à la figure 35. Par contre, la loi de matériau est modélisée comme à la figure 37. En appliquant la définition de la figure 35, la déformation de transformation se trouve alors surévaluée par rapport à celle du modèle qui peut être calculée à l'aide de l'équation 3(3.3).

$$\varepsilon_{trans} \Big|_{ANSYS} = \varepsilon_{trans} - \frac{(\sigma_{Mf} - \sigma_{Ms})}{E_x}; \quad (3.3)$$

où, $\varepsilon_{trans} \Big|_{ANSYS}$ est la déformation de transformation maximale, telle que modélisée dans *ANSYS* 8.0.

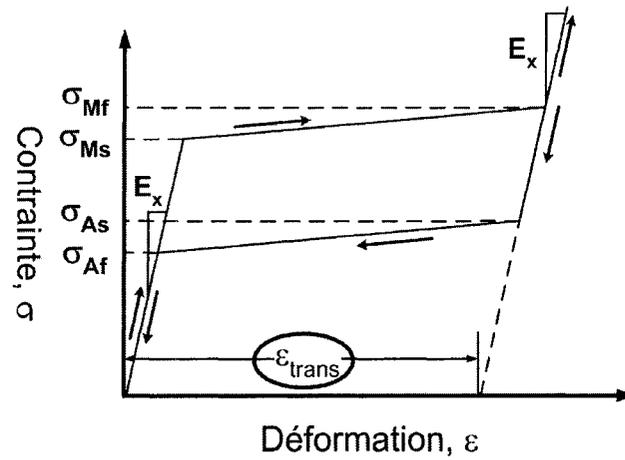


Figure 37 Représentation du paramètre de la transformation de déformation maximale tel que modélisé dans ANSYS 8.0.

Finalement, pour être en mesure de modéliser le comportement de différentes configurations de tresses utilisées pour le SDF, on fait varier l'aire de la section de l'élément. L'influence de cette variation sur le comportement de l'élément SMA est représentée à la figure 38.

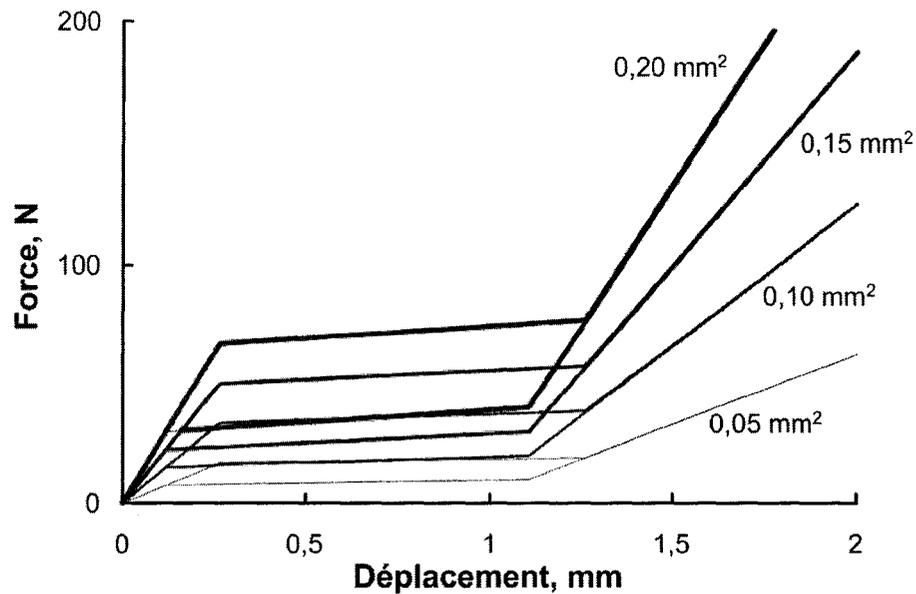


Figure 38 Effet de l'aire de section d'un élément SMA sur son comportement
Éléments d'une longueur de 25 mm

3.2.2. Modélisation des fils d'acier

Pour simplifier la programmation, le même élément de type SOLID185 est utilisé pour le fil d'acier que pour le fil de NiTi. La loi de matériau utilisée pour la simulation est la loi BISO (bilinéaire isotrope) (figure 39). C'est un matériau bilinéaire avec plastification et durcissement structural. Les paramètres qui le définissent sont : le module d'Young de la partie élastique (E_x), le module de la partie plastique ou module tangent (E_{tan}) et la contrainte de plastification (σ_{pla}). De la même façon que pour le fil de NiTi, le coefficient de Poisson est fixé à zéro.

Les paramètres des fils d'acier sont évalués à l'aide d'un essai de traction d'un fil de suture n° 5 de marque *Ethicon*. Les échantillons ont une longueur de 40 mm. Pour chacune des courbes, les paramètres sont traités à l'aide du logiciel *Excel*. Deux droites

sont tracées à travers les données de chaque essai de traction de façon à les épouser le mieux possible. Par la suite, une moyenne est faite sur les trois paramètres (E_x , E_{tan} , σ_{pla}) de façon à définir le modèle moyen. La figure 40 présente les essais de traction ainsi que la courbe représentant le modèle imposé à ANSYS 8.0.

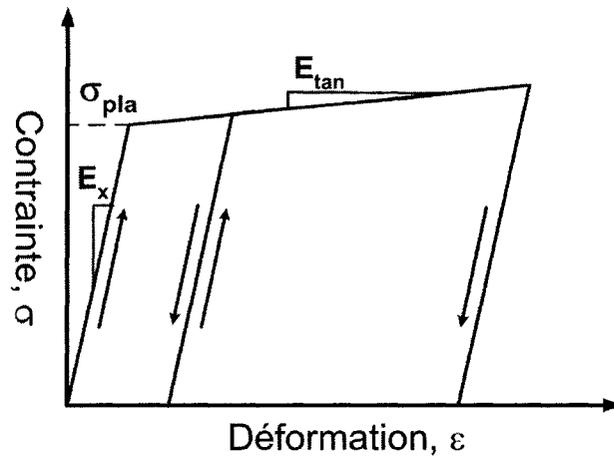


Figure 39 Comportement du matériau BISO avec les paramètres d'entrés (Adapté de [48])

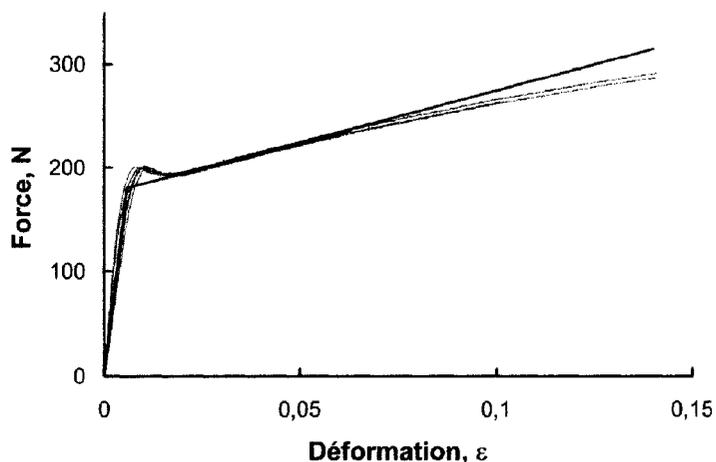


Figure 40 Essais de traction sur un fil d'acier inoxydable n° 5 de marque *Ethicon* et la courbe modélisée dans *ANSYS* (trait gras)
Vitesse de l'essai de traction 4 mm/min

Le Tableau VII présente les valeurs du modèle BISO pour un seul fil. Il est important de noter ici que les forces mesurées lors de l'essai de traction doivent être multipliées par 2 pour tenir compte du fait que chaque suture comporte deux fils. En effet, le fil fait une boucle autour du sternum, donc deux fils travaillent simultanément. Pour la modélisation, on considère que le système de fermeture a une aire de 1 mm^2 , donc les forces de l'essai de traction sont directement converties en MPa. Les valeurs calculées pour les deux fils sont directement implémentées dans *ANSYS*.

Tableau VII

Valeur des paramètres du modèle BISO de *ANSYS* pour un fil d'acier inoxydable n° 5 de marque *Ethicon*

Paramètre	Valeur (MPa)
E_x	31500
σ_{pla}	180
E_{tan}	1000

3.2.3. Modélisation de la strate surfacique

Comme il a été expliqué précédemment (section 3.1) la strate surfacique représente le volume influencé par le pénétrateur, elle n'a donc pas de relation directe avec la couche d'os cortical. Le matériau qui représente l'os du sternum est considéré comme étant un matériau homogène dont les propriétés ne varient pas dans le temps. Le matériau utilisé pour la modélisation de l'os du sternum est de la mousse de polyuréthane de haute densité (0,24 et 0,48 g/cm³) de la compagnie *Sawbones* (Vashon, WA, ÉU). On utilise ces deux densités de polyuréthane dans le but de simuler le comportement du sternum le moins rigide et le plus rigide [41]. Les échantillons ont 12 mm de largeur par 12 mm d'épaisseur.

La loi de matériau utilisée pour modéliser le comportement de la strate surfacique dans ANSYS est la même que pour l'acier, soit la loi de matériau BISO (voir section 3.2.2).

L'élément fini utilisé est un élément LINK8 qui est un élément 1D à deux noeuds. Cet élément ne supporte que les charges axiales, ce qui en fait un élément très économe en temps de calcul.

Les essais de compression, pour caractériser le matériau, sont effectués à l'aide de plaquettes métalliques de 0,8 mm d'épaisseur. Les plaquettes simulent les fils qui s'enfoncent dans l'os. Cette technique élimine l'élasticité des fils pour la mesure de déplacement. La vitesse de compression est de 0,05 mm/sec.

Le montage utilisé pour obtenir ces courbes est illustré à la figure 41. Les essais sont faits sur la machine de traction *MTS* 810 (Eden Prairie, MN, É.U.), car les forces de découpage du polyuréthane le plus dense sont trop importantes pour la machine de traction *Enduratec ELF 3200*. Notons que la figure représente les attaches de la machine de traction *Enduratec*. La configuration de l'essai est identique sur la *MTS*.



Figure 41 Montage de compression des simulateurs d'os en polyuréthane

Les résultats des essais de compression décrits précédemment sont présentés à la figure 42.

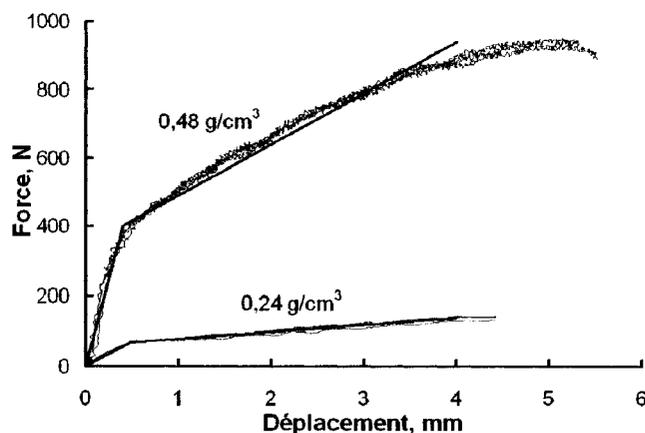


Figure 42 Essais de compression à l'aide de plaquette de 0,8 mm sur deux densités de polyuréthane
Les échantillons de polyuréthane ont 12 mm de haut par 12 mm de large

Afin de séparer le comportement au point de contact SDF/sternum (strate surfacique) de celui du sternum entier (sternum global), deux séries d'essais sont effectuées. La première série est constituée d'essais de compression sur une fine épaisseur de polyuréthane (3 mm) et la seconde, sur un échantillon plus épais (25 mm), qui

correspond à la largeur totale du sternum. La figure 43 montre le schéma des deux essais. L'échantillon fin représente le comportement de la strate surfacique, tandis que l'échantillon épais représente le comportement du sternum global (figure 33). On présume que la strate surfacique (ressort R3, figure 34), qui fait partie du sternum global (R2 + R3), est plus rigide que le sternum global. Ainsi, en soustrayant la déformation l'échantillon fin de la déformation de l'échantillon épais, on est supposé d'obtenir la déformation de la strate centrale (R2).

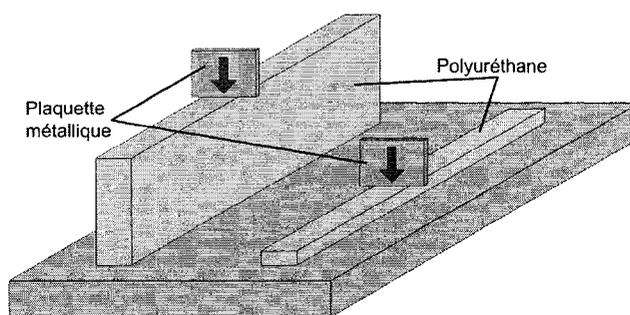


Figure 43 Schémas d'un essai de compression visant à séparer le comportement de la surface du comportement générale de la pièce en contact

Un premier essai est tenté avec une plaquette de 0,8 mm comme dans les essais précédents. Cet essai n'a pas permis de départager le comportement des deux ressorts (R2 et R3). Pour amplifier l'effet de contact, une seconde série d'essais est donc tentée avec une plaque poinçon dont le bout arrondi a un rayon de 0,6 mm. La nouvelle plaquette remplace celle de 0,8 mm d'épaisseur. La figure 44 présente les courbes de compression obtenues pour les échantillons en polyuréthane de basse densité ($0,24 \text{ g/cm}^3$). Deux séries de cinq échantillons ayant une largeur de 10 mm ont été utilisées. La première série a une épaisseur de 3 mm et l'autre a une épaisseur de 25 mm.

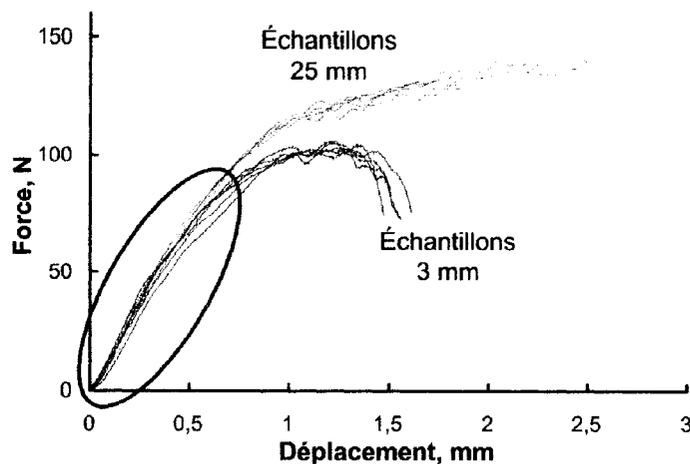


Figure 44 Comparaison entre les courbes force-déplacement d'un échantillon fin versus une échantillon épais (Polyuréthane de $0,24 \text{ g/cm}^3$)

La rigidité, en N/mm , des deux groupes d'échantillons est la même pour des déplacements en deçà de $0,5 \text{ mm}$ (figure 44). L'ellipse sert à mettre cette ressemblance en évidence. Ceci s'explique par le fait que la strate surfacique est de loin la partie la plus souple de l'échantillon lorsqu'il est découpé par le poinçon. Elle reprend donc la quasi-totalité du déplacement du poinçon.

Par la suite, lorsque les déplacements dépassent $0,5 \text{ mm}$, le groupe d'échantillons de 25 mm est plus rigide que celui de 3 mm , ce qui peut sembler paradoxal. Ceci est dû au fait que la contrainte dans l'échantillon fin devient trop importante et il se rompt. Tandis que, dans l'échantillon épais, la contrainte est transférée dans les zones plus distantes de la surface.

À l'avenir, l'élément fini représentant la surface du sternum est considéré comme étant l'élément qui reprend la totalité du déplacement du poinçon mesuré lors des essais expérimentaux. Pour réaliser cela, on fixe la longueur de l'élément surfacique (ressort R3 (figure 34) à la section 3.1) à 5 mm . De cette façon, il ne représente que 20% de l'épaisseur totale du sternum et il peut absorber les 4 mm de déplacement de la plaquette métallique de $0,8 \text{ mm}$ comme dans l'essai expérimental (figure 42).

Pour évaluer les propriétés de cet élément représentant la strate surfacique à partir de la figure 42, il faut transformer les déplacements obtenus en déformation réelle. La démarche suivante est utilisée :

1. L'essai sur l'effet de l'épaisseur de l'échantillon sur le diagramme *force-déplacement*, présenté à la figure 44, permet de corriger l'épaisseur de l'échantillon de laboratoire pour le calcul des déformations. À partir de l'équation (3.2), le déplacement du poinçon équivaut à $L-L_0$ et la longueur L_0 vaut 5 mm et non 12 mm tel qu'utilisé lors de l'essai.
2. Les déformations d'ingénierie sont ensuite transformées en déformations réelles en utilisant l'équation (3.1). Les charges en Newton sont ensuite transformées en MPa en considérant une aire de 1 mm^2 pour l'élément.

Le Tableau VIII présente les paramètres, du modèle de la strate surfacique, obtenus à la suite de cette transformation.

Tableau VIII

Valeur des paramètres du modèle BISO de *ANSYS* pour la strate surfacique (épaisseur de 5 mm)

Paramètre	0,24 g/cm ³	0,48 g/cm ³
	Valeur (MPa)	Valeur (MPa)
E_x	735	5200
σ_{pla}	67	400
E_{tan}	140	1050

3.2.4. Modélisation de la strate centrale

Pour la modélisation de l'élément fini représentant le comportement de la strate centrale, un LINK10 est utilisé. Ce type d'élément se comporte comme un élément LINK8 à l'exception qu'il peut fonctionner soit en tension uniquement, soit en compression. En

l'utilisant en compression, il n'oppose plus aucune rigidité quand il est soumis à une tension. Cette caractéristique permet de simuler l'ouverture du sternum lors d'une surcharge. La loi de matériau est une loi linéaire élastique isotrope, car on considère que cette partie du sternum ne se détériore pas durant le chargement.

La strate centrale ne contribuant que très légèrement à la déformation du sternum lors de son chargement, sa rigidité est beaucoup plus importante. En fixant le module de rigidité de la strate centrale à 20 fois le module de rigidité de la partie élastique de la strate surfacique, l'impact de la strate centrale sur l'affaissement total est très faible (figure 45).

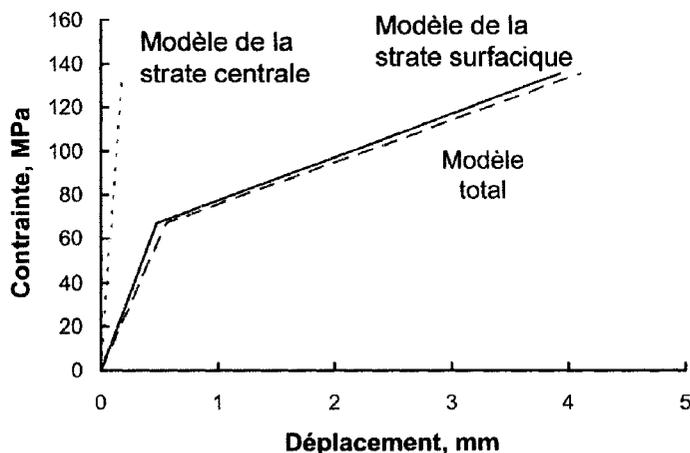


Figure 45 Impact de la strate centrale, sur le déplacement d'un poinçon à la surface d'un sternum totale
Polyuréthane de $0,24 \text{ g/cm}^3$

Les valeurs de rigidité utilisées pour les strates centrales sont données au Tableau IX.

Tableau IX

Valeur des paramètres du modèle BISO de *ANSYS* pour la strate centrale (épaisseur de 20 mm).

	0,24 g/cm ³	0,48 g/cm ³
Paramètre	Valeur (MPa)	Valeur (MPa)
E _x	14 700	104 000

3.3. Utilisation du modèle

Pour évaluer la force résiduelle appliquée à la jonction du sternum, il faut charger le sternum avec une prétension (F_i) dans le SDF. Ensuite, il faut générer une charge extérieure, la relâcher et mesurer la force résiduelle sur la jonction du sternum. Cette routine, dont la séquence est illustrée à la figure 28, est exécutée pour chaque charge extérieure, chaque rigidité de sternum, sur le fil d'acier et sur toute une série de dimensions de fils d'AMF (Tableau X).

Tableau X
Séquence des essais numérique 1D

Fil	Matériau		Précharge (N)	Dimension	Cycle de chargement (N)- division ⁴
	Densité de Polyuréthane (g/cm ³)				
Acier	0,24		60	Fil n° 5	[0-150] - 20
	0,48		350		[0-600] - 30
NiTi	0,24		60	[0,05-0,3] ⁵ mm ²	[0-150] - 20
	0,48		350	[0,5-1,3] ⁶ mm ²	[0-600] - 30

L'annexe 4 présente le programme fourni à *ANSYS*. Ce programme effectue une série de chargements pour chaque série de fils. On suppose que la surface de contact entre le sternum et le fil ne varie pas, peu importe la rigidité du fil ou le type de fil. De cette façon, on peut comparer l'influence du matériau sur les résultats sans tenir compte de la géométrie du SDF.

Les précharges (F_i) sont fixées de façon à être légèrement en dessous des charges où il y a endommagement du sternum par déformation plastique. Comme la charge extérieure F doit au moins être égale à la précharge pour qu'il y ait ouverture du sternum, on favorise ici une grande charge à l'ouverture sans détériorer le sternum lors de l'installation du SDF.

De plus, une déformation maximale de 10 % est tolérée pour les fils de NiTi. Le fil de NiTi est considéré comme rompu lorsqu'il atteint cette déformation. En effet, les résultats d'essais de traction jusqu'à la rupture sur des tresses de NiTi indiquent qu'il y a

⁴ Division indique le nombre d'incrément effectué s pour couvrir la plage de chargement extérieur.

⁵ Les incréments d'aire sont de 0,05 mm²

rupture de la tresse lorsque l'allongement atteint 10 % de la longueur initiale (section 4.6.2, figure 71).

3.4. Prise de mesures

Pour chaque simulation, c'est-à-dire pour un SDF d'une aire donnée jumelé à une densité de sternum et à une charge extérieure spécifique, quatre mesures sont enregistrées :

1. La déformation du fil lorsque la charge extérieure est appliquée.
2. La charge mesurée à l'interface entre les deux moitiés de sternum lorsque la charge extérieure est appliquée. Une charge valant zéro indique qu'il y a ouverture du sternum. Cette charge doit être maximisée pour éviter une ouverture fréquente du sternum.
3. La déformation plastique du sternum. Cette donnée permet de savoir si le sternum s'est détérioré lors de l'application de la charge extérieure.
4. La charge résiduelle mesurée à l'interface entre les deux moitiés de sternum à la suite de l'application et du relâchement de la charge extérieure.

Tel qu'il est expliqué au chapitre 2, la charge résiduelle et la force pour laquelle il y a ouverture sont les mesures les plus intéressantes. De plus, plusieurs auteurs comparent les SDF d'après leur rigidité, en mesurant la distance entre les deux moitiés du sternum, à la suite de leur ouverture. Comme cette distance n'est pas calculée directement par le programme *ANSYS*, le calcul doit être fait par après, à l'aide de l'équation (3.4). Il y a déplacement de la surface à la jonction du sternum ($\Delta\text{Ouverture}$) lorsque l'élongation du fil (ΔFil) additionnée de l'affaissement de la strate surfacique (ΔSur) dépasse l'affaissement de la strate centrale lors de la précharge F_i ($\Delta\text{Cent}_{\text{init}}$).

⁶ Les incréments d'aire sont de $0,1 \text{ mm}^2$

$$\Delta\text{Ouverture} = \Delta\text{Fil} + \Delta\text{Sur} - \Delta\text{Cent}_{\text{init}} \quad (3.4)$$

À l'aide des mesures enregistrées lors des différentes simulations, il est possible de tracer deux types de graphiques. La lecture de tels graphiques n'est toutefois pas intuitive. C'est pourquoi, dans les deux prochaines sections (3.4.1 et 3.4.2), la méthode utilisée pour construire ces graphiques est présentée.

3.4.1. Construction du graphique de la charge résiduelle en fonction de la charge extérieure

Le premier graphique est celui illustrant la charge résiduelle en fonction de la charge extérieure. La figure 46 illustre la construction de ce type de graphique pour un système à deux éléments (un élément représentant la strate surfacique et un élément représentant un fil en AMF). Les trois premiers graphiques (figure 46a, b et c) présentent une séquence de chargement pour trois charges extérieures différentes ($A < B < C$). Les étapes d'une séquence de chargement sont les suivantes :

1. Application de la précharge (F_i)
2. Application de la charge extérieure (F)
3. Relâchement de la charge extérieure

En cas d'affaissement par détérioration de la strate surfacique ($\Delta\text{sur}_{\text{pla}}$) entre les étapes 1 et 2, la déformation est récupérée, si possible, par le SDF entre les étapes 2 et 3. Le dernier graphique (figure 46d), est construit à partir des charges résiduelles mesurées à l'étape 3.

Par exemple, pour la charge extérieure B à la figure 46b, la simulation est amorcée par mise en tension du SDF par la précharge F_i . Le SDF traverse alors la totalité de la zone de transformation (1). La strate surfacique, mise en compression, n'a pas atteint la zone de détérioration (1). Par la suite, la charge B est appliquée. Cette charge est suffisante

pour détériorer le sternum (2_B) qui s'affaisse de ΔSur_{pla} . Pour terminer la simulation, la charge extérieure (B) est relâchée. La reprise de forme du SDF superélastique permet de récupérer la totalité de l'affaissement de la strate superficielle et d'appliquer une nouvelle charge de fermeture (3_B). Cette dernière charge (charge résiduelle) est rapportée dans le graphique à la figure 46d.

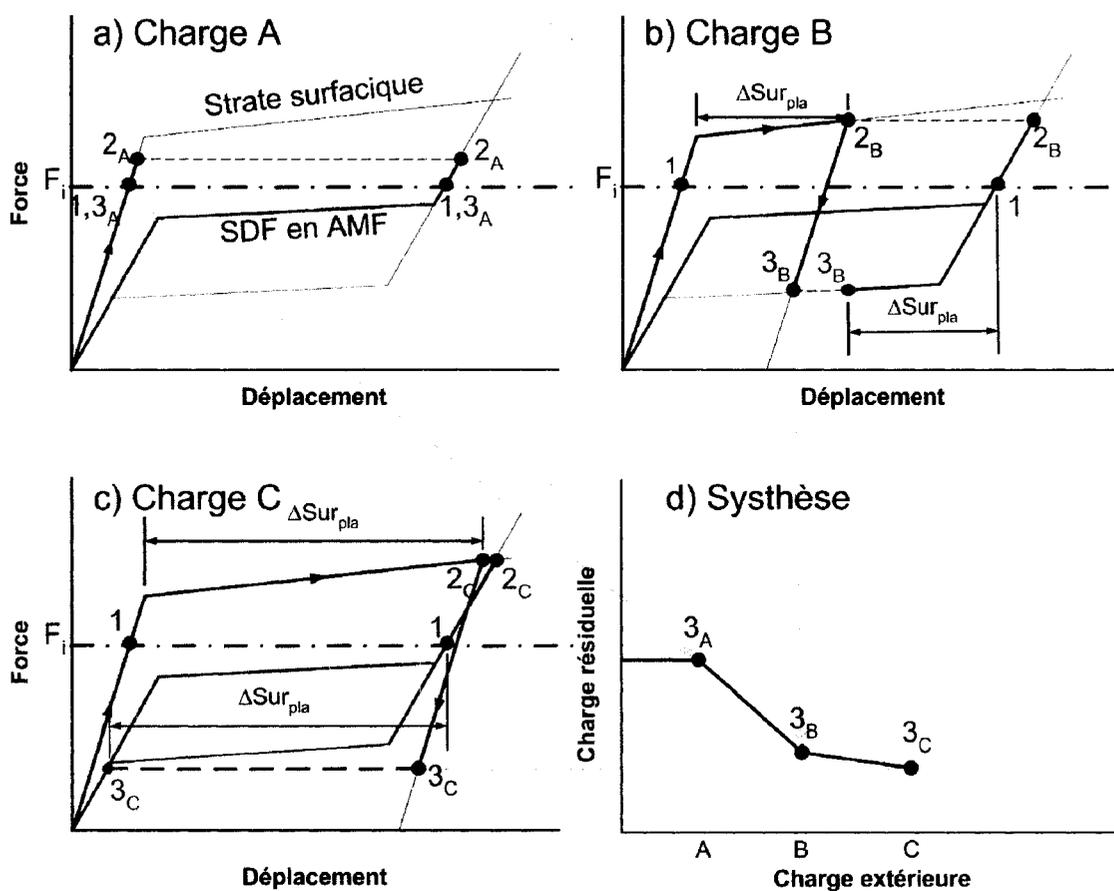


Figure 46 Construction d'un graphique des charges résiduelles en fonction des charges extérieures ($A < B < C$)
 Le graphique (d) des charges résiduelles en fonction des charges extérieures est bâti à partir de trois graphiques de force-déplacement (a, b et c) et de la force atteinte au point 3

3.4.2. Construction du graphique de déplacement suite à l'ouverture

Le second graphique permet d'illustrer l'ouverture (Δ Ouverture) en fonction de la charge extérieure. Il peut être obtenu en combinant les éléments en tension et en compression de la figure 34. Ce graphique est construit à l'aide du calcul du déplacement de la surface de la strate centrale qui se trouve à la jonction avec l'autre moitié du sternum. Le calcul est fait lors de la pleine application de la charge extérieure, à l'aide de l'équation (3.4). Les résultats pour l'ouverture sont donnés à la figure 49.

3.5. Résultats

Telles qu'elles sont décrites à la section 3.4, différentes mesures sont enregistrées ou calculées lors des différentes simulations. Suivant la démarche illustrée à la figure 46, on regroupe les résultats obtenus lors de tous les chargements extérieurs pour tous les fils de fermeture. Les résultats ainsi obtenus sont décrits dans les sections suivantes.

3.5.1. Résultats numériques obtenus pour la charge résiduelle

Un graphique de la charge résiduelle en fonction de la charge extérieure est obtenu pour chaque type de fil. Ce type graphique est présenté à la figure 47 pour les simulations effectuées avec le polyuréthane de basse densité ($0,24 \text{ g/cm}^3$).

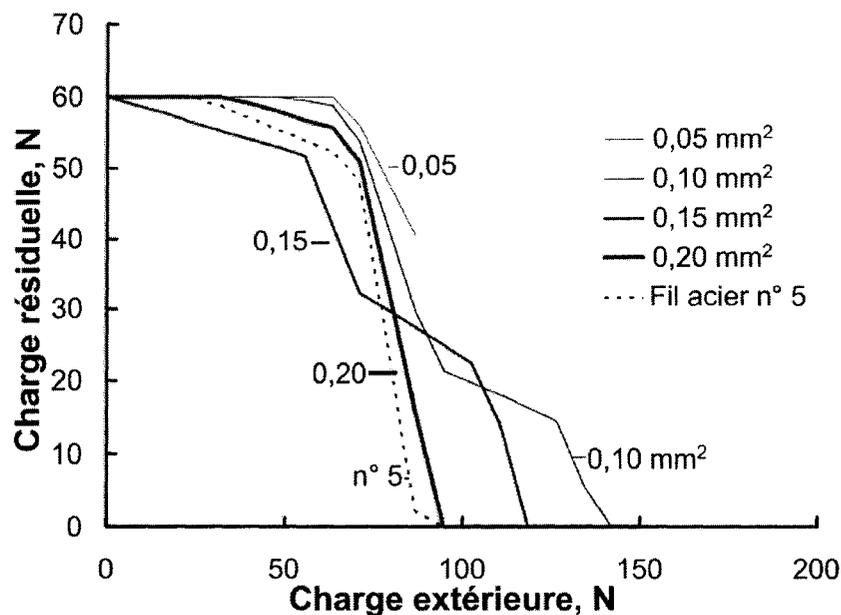


Figure 47 Charge résiduelle en fonction de la charge extérieure pour quatre diamètres de fil de NiTi et un fil d'acier n° 5 en simulant un sternum de 0,24 g/cm³

Les fils de NiTi, qui sont identifiés sur le graphique par leur aire de section, présentent un avantage important. Les fils de 0,1 mm² et 0,15 mm² présentent une charge résiduelle plus importante que l'acier lors de l'application de charges extérieures importantes. Le fil de 0,1 mm² présente une limite supérieure à 142 N tandis que le fil d'acier atteint sa limite pour une charge extérieure de 95 N. Cela équivaut à un gain d'environ 40 %. Les simulations effectuées avec des fils de NiTi plus rigides que le fil de 0,20 mm² ne sont pas représentées parce que ces fils se comportent de la même façon que ce dernier.

Dans le cas du polyuréthane de haute densité, l'impact sur la charge résiduelle est encore plus important. La figure 48 présente l'influence de la charge extérieure sur la charge résiduelle pour un polyuréthane de 0,48 g/cm³.

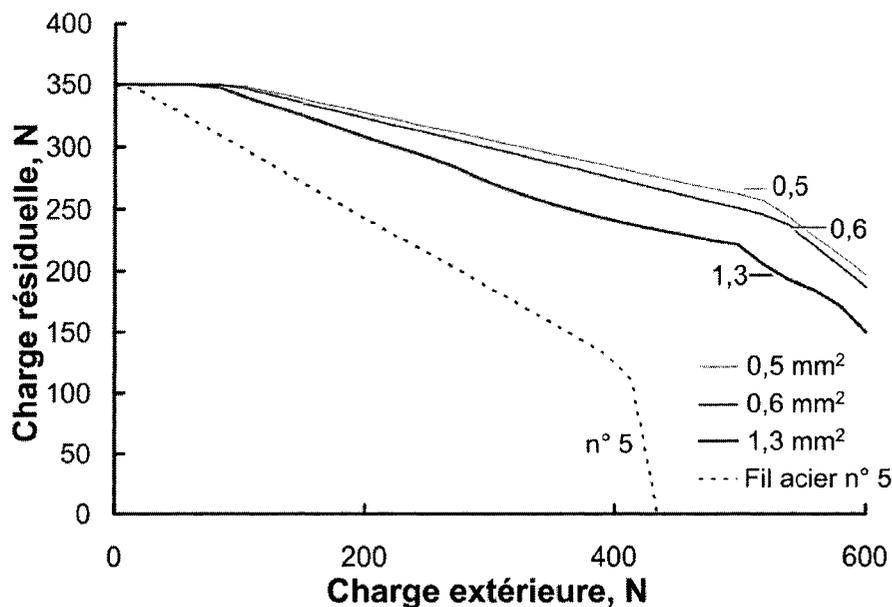


Figure 48 Charge résiduelle en fonction de la charge extérieure pour quatre diamètres de fil de NiTi et un fil d'acier n° 5 en simulant un sternum de $0,48 \text{ g/cm}^3$

Les résultats sont compilés pour des charges extérieures atteignant 600 N (pratiquement 2,5 fois la charge maximale qui peut être imposée au sternum) et aucune perte totale de la charge résiduelle n'est observée pour tous les fils de NiTi. Encore une fois, plus le fil est rigide, plus il tend à reproduire le comportement des fils d'acier inoxydable.

3.5.2. Résultats numériques obtenus pour le déplacement lors de l'ouverture

La figure 49 présente l'ouverture du sternum en fonction de la charge extérieure pour le polyuréthane de $0,24 \text{ g/cm}^3$. Les charges d'ouverture varient entre 60 et 70 N. L'acier est le système de fermeture qui présente la charge d'ouverture la plus importante avec une différence de 15 % lorsque comparé au fil de NiTi de $0,15 \text{ mm}^2$, le plus faible de ce point de vue.

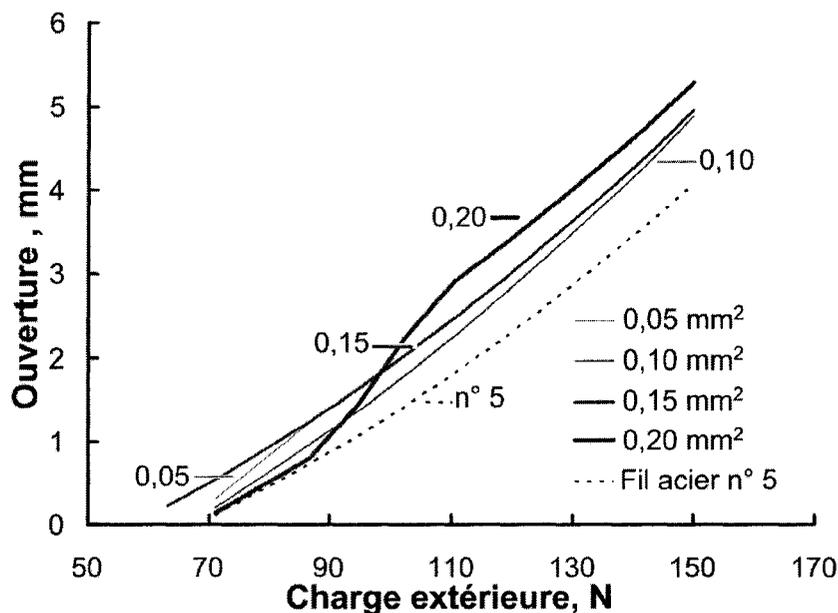


Figure 49 Ouverture maximale de la jonction sternum/sternum en fonction de la charge extérieure
(Ce graphique représente l'ouverture d'un demi-sternum par rapport au centre de la jonction; pour connaître l'ouverture totale du sternum, il faut multiplier les résultats par deux)

Le graphique d'ouverture en fonction de la charge extérieure n'est pas présenté pour le polyuréthane de haute densité. Le fil d'acier plastifie et le sternum s'ouvre dès que la charge atteint 400 N, tandis que les fils de NiTi ne permettent pas l'ouverture avant 500 N

3.5.3. Comportement des éléments du SDF dans le plan force-déplacement

La figure 50 montre un graphique *force-déplacement* comparant les différents éléments évalués par cette étude numérique avec le polyuréthane basse densité. La force de précharge est aussi illustrée par une droite à 60 N. À partir de ce graphique, on peut comprendre en partie le comportement des fils de NiTi illustré aux figures 47 et 49.

En premier lieu, le fil de NiTi de $0,05 \text{ mm}^2$ n'est tout simplement pas suffisamment résistant pour supporter la charge maximale de 150 N qui est imposée pour cette simulation. Il atteint la barre des 10% de déformation maximale à moins de 100 N .

Ensuite, pour les fils de $0,10 \text{ mm}^2$ et $0,15 \text{ mm}^2$, la précharge se situe juste au dessus de σ_{Mf} , ils présentent donc une réserve de déformation appréciable qui contribue à maintenir la charge résiduelle à des contraintes plus importantes.

Enfin, le fil de $0,20 \text{ mm}^2$ possède un plateau de transformation à des contraintes supérieures à la contrainte de précharge, il ne possède donc pas de réserve de déformation et il se comporte alors comme le fil d'acier. Toutefois, lorsque la charge extérieure devient suffisamment grande pour que la contrainte dans le fil soit plus importante que le plateau de transformation, il y a transformation de phase et l'ouverture du sternum croît rapidement (figure 49).

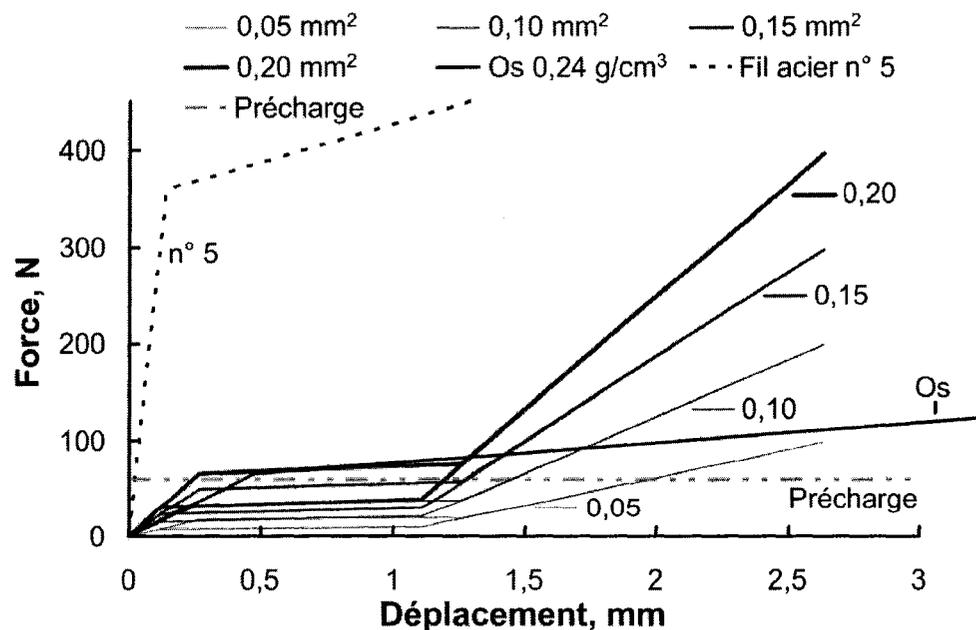


Figure 50 Comparaison des courbes de force-déplacement pour les différents éléments simulés ainsi que le seuil de précharge

3.6. Discussion

En somme, les résultats obtenus montrent que l'utilisation de l'alliage supra élastique apporte des bons résultats :

1. Pour un diamètre de fil de NiTi choisi adéquatement (le plateau de transformation doit idéalement être plus bas que la précharge), la charge résiduelle demeure non nulle à des charges extérieures 30 % plus élevées que pour le fil d'acier n° 5.
2. En cas d'un choix de diamètre du fil en AMF supérieure l'optimum, ce fil ne présente pas de désavantage par rapport au fil d'acier.

Il est cependant important de relativiser les résultats du modèle :

L'aire de contact accru des SDF par tresse par rapport aux fils d'acier inoxydable n'est pas modélisée. Cette simplification n'annule pas les résultats obtenus, elle les rend plus conservateurs. Une aire de contact plus importante permet une charge initiale plus élevée, donc une tresse plus rigide et une charge résiduelle sur l'interface sternum/sternum à des sollicitations extérieures encore plus importantes. Une aire de contact plus importante réduirait également la détérioration du sternum.

De plus, le modèle étant un modèle 1D, il ne tient pas compte de la géométrie du système de fermeture. Les rayons de courbure de l'os, les différents types de passage (transsternal ou péristernal) ne sont donc pas pris en compte dans le modèle. Pour la même raison, la structure complexe du sternum n'est pas modélisée, ainsi la couche corticale, plus rigide que l'os spongieux, augmenterait probablement la force pour laquelle il y a détérioration de l'os.

Ces deux dernières simplifications ont un impact similaire sur les deux systèmes de fermeture (tresse de NiTi et fil d'acier inoxydable). L'étude, étant comparative, reste valable.

CHAPITRE 4

RECHERCHE D'UNE ÉQUATION RÉGISSANT LE COMPORTEMENT DES TRESSES

Puisque le modèle numérique nous permet de définir quelle est la courbe de *contrainte-déformation* optimale que doit posséder la tresse, il est important d'être en mesure de pouvoir générer sa géométrie. Le présent chapitre a pour objectif de déterminer un modèle analytique ou empirique qui définit le comportement des tresses en fonction des propriétés du monofilament utilisé pour leur fabrication ainsi que des paramètres géométriques de la tresse.

4.1. Problématique

Les tresses sont une combinaison de fibres entrelacées, les unes avec les autres. Les tresses caractérisées dans le présent document sont de forme tubulaire et sont tressées par une machine de type industrielle (*D-10* de la compagnie *WardWell Braiding Machine*, RI, É.U.). La difficulté dans la caractérisation des tresses est due au fait que l'assemblage des monofilaments n'est pas maintenu par quelque attache que ce soit. Donc, la géométrie de la tresse n'est pas fixe. De plus, la tresse est rarement utilisée pour transmettre des efforts de tension contrairement à une corde. Elle est le plus souvent utilisée comme gaine protectrice et donc sa résistance aux efforts axiaux n'est pas un point important. Par conséquent, il n'y a pas de documentation disponible sur le calcul du comportement des tresses soumises aux efforts axiaux.

Étant donné que l'on veut définir la géométrie optimale des tresses en fonction des efforts qui vont lui être transmis, il est essentiel de construire un outil de design qui permet de calculer le comportement de la tresse soumise à un effort axial, à partir du comportement de ses filaments et de sa géométrie.

4.2. Méthodologie

Dans cette section, la démarche suivie pour développer un modèle représentant le comportement des tresses est expliquée. En premier lieu, l'utilisation d'équations analytiques a été envisagée, mais n'est pas retenue parce que la non-linéarité importante du système rend toute solution de ce type très peu fiable. Les équations de type empirique ont donc été utilisées.

La méthodologie utilisée pour définir une telle équation empirique est la suivante :

1. Définir les paramètres géométriques d'une tresse;
2. Obtenir l'équation empirique liant le comportement d'un monofilament à la tresse;
3. Déterminer les paramètres de l'équation;
4. Valider l'équation;
5. Extrapoler pour une tresse de NiTi;

4.3. Définition des variables géométriques d'une tresse

Les variables qui définissent la tresse sont au nombre de deux. La première, le nombre de fils (Nb_fil) représente le nombre de monofilaments qui composent la tresse. La deuxième, l'avance, représente la distance projetée sur l'axe par un fil lorsque celui-ci effectue un tour de la tresse. La figure 51 présente ces variables ainsi que d'autres caractéristiques géométriques (diamètre intérieur D , diamètre du monofilament d), mais déterminées a priori par le procédé et le type de monofilament utilisé. Ces derniers paramètres ne sont donc pas retenus dans cette modélisation étant donné qu'ils sont invariants.

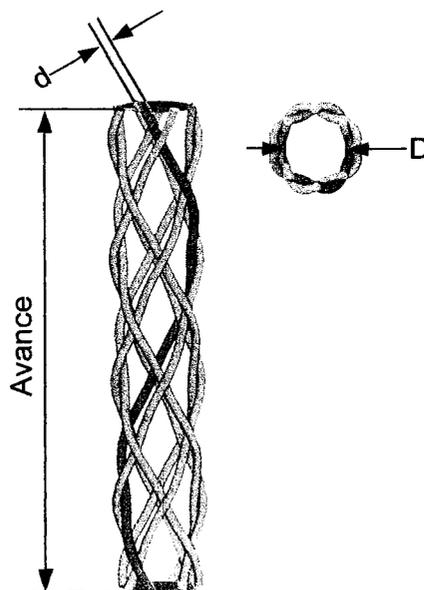


Figure 51 Tresse tubulaire de 8 brins de diamètre (d). Les autres paramètres sont le diamètre intérieur de la tresse (D) et l'avance

4.4. Détermination de l'équation empirique et de ses paramètres

Tout d'abord, certaines hypothèses sont formulées pour permettre de retrouver l'équation empirique qui définit la tresse. De prime abord, nous supposons qu'il est possible de faire concorder les allongements normalisés (δ)⁷ de la tresse et du monofilament de façon à ce que ces allongements normalisés à la rupture de la tresse et du monofilament concordent. Deuxièmement, supposons qu'il existe une fonction multiplicative par laquelle il est possible de multiplier le comportement du monofilament pour obtenir le comportement de la tresse.

⁷ L'allongement normalisé est égal à la longueur initiale soustraite de la longueur de l'échantillon, le tout divisé par la longueur initiale $\delta = (L-L_0)/L_0$. Ici, on ne parle pas de déformation parce qu'on ne connaît pas l'état de déformation dans la tresse. L'utilisation du terme δ est utilisé ici au même titre que la déformation pour les monofilament.

En analysant les résultats d'un essai de traction de la tresse ainsi que la courbe de traction d'un monofilament, il est possible de trouver une équation d'interpolation permettant de définir l'équation de correspondance entre les déformations ainsi que la courbe multiplicative. Par la suite, en effectuant les transformations inverses, on peut vérifier si l'on retombe bien sur le comportement de la tresse à partir du comportement du monofilament.

4.4.1. Hypothèse permettant de faire concorder les allongements normalisés

Pour pouvoir appliquer une fonction qui fait l'équivalence entre la tresse et le monofilament, il faut travailler sur des bases communes. Lors des essais de traction, les points de rupture de la tresse et celui du monofilament ne surviennent pas à des allongements normalisés identiques. Puisque c'est le monofilament qui rompt, qu'il s'agisse d'une tresse ou d'un monofilament seul, il est plausible d'affirmer que la rupture survient lorsqu'un monofilament atteint l'allongement normalisé qui entraîne sa rupture. Par hypothèse, la déformation d'un monofilament dans la tresse est proportionnelle à l'allongement normalisé à la rupture de la tresse sur l'allongement normalisé à la rupture d'un monofilament individuel. Cette relation est nommée équation d'étirement E (4.1).

$$E = \frac{\delta_{\text{rupture tresse}}}{\delta_{\text{rupture mono}}} \quad (4.1)$$

La figure 52 représente le monofilament et la tresse lors de l'essai de traction et suite à l'application de la première hypothèse décrite par l'équation (4.1).

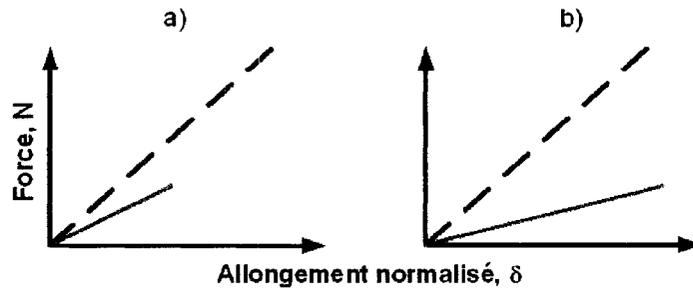


Figure 52 Application de l'hypothèse 1 : a) tresse et monofilament lors de l'essai de traction; b) tresse et monofilament après l'application de l'équation d'étirement (--- Tresse, — Monofilament)

4.4.2. Hypothèse permettant de trouver une fonction de multiplication entre la tresse et le monofilament

Une fois que les allongements normalisés maximums de la tresse et du monofilament concordent, il faut trouver une fonction qui fait la correspondance entre les deux. Comme la tresse est une combinaison de plusieurs monofilaments, une fonction multiplicative est choisie. Cette fonction permet la multiplication du comportement du monofilament par une fonction qui dépend de l'allongement normalisé.

$$F_{tresse}(\delta) = F_{mono}(\delta) * f(\delta) \quad (4.2)$$

La figure 53 présente la tresse et le monofilament étiré avec la fonction $f(\delta)$ de multiplication. Sur cette figure, la fonction de multiplication est une constante, mais elle peut aussi être variable en fonction de l'allongement normalisé.

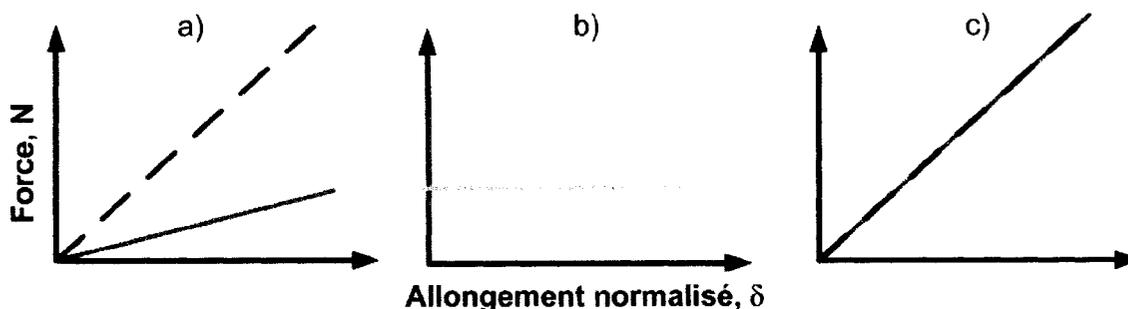


Figure 53 Application de l'hypothèse 2 : a) tresse et monofilament étirés; b) fonction de transformation; c) monofilament étiré multiplié par la fonction de transformation (--- Tresse, — fonction, — Monofilament)

4.4.3. Détermination de l'équation de transformation

Pour déterminer les équations de transformation pour une tresse donnée, il faut obtenir les courbes de traction de la tresse et du monofilament. Deux séries d'essais sont effectuées. La première vise à caractériser le monofilament. La deuxième est une série d'essais de traction sur un modèle de tresse. Ensuite, un traitement de données est effectué pour trouver la fonction de multiplication.

Le monofilament, de nylon de 0,2 mm de diamètre (du fil à pêche *Maxima perfexion* de 4lb), a été caractérisé à partir d'une série de dix essais de traction effectués dans la machine de traction *Enduratec ELF 3200* équipée d'attaches pour les essais de fatigue. Chaque échantillon est monté dans un cadre de carton, tel qu'il est illustré à la figure 54, pour simplifier la mise en place. La vitesse de déplacement du piston est de 5,5 mm/min. et la longueur de l'échantillon est de 55 mm. Le cadre est d'abord fixé entre les attaches puis, une fois bien en position, les rebords du cadre sont coupés. Par la suite, une moyenne arithmétique est calculée sur la force pour chacun des allongements de façon à trouver la courbe *force/allongement normalisé* moyenne.

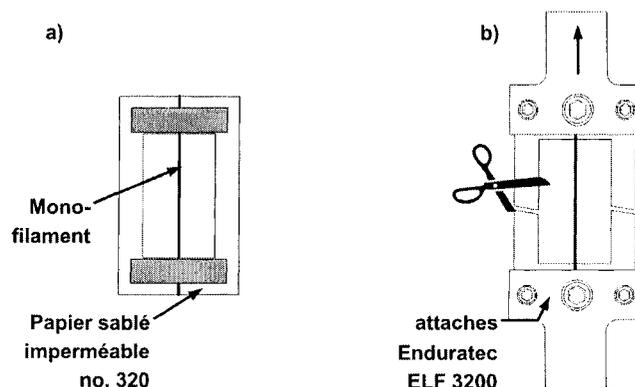


Figure 54 Montage de l'échantillon sur la machine de traction; a) cadre supportant l'échantillon, b) positionnement et découpage du cadre une fois installé sur la machine

La figure 55 présente les résultats bruts obtenus pour les dix monofilaments, représentés par les lignes minces, ainsi que la courbe moyenne en gras. L'allongement normalisé moyenne à la rupture est de 11,21 % avec un écart-type de 0,67 %, ce qui produit une force maximale à la rupture de 12,42 N avec un écart type de 1,05 N.

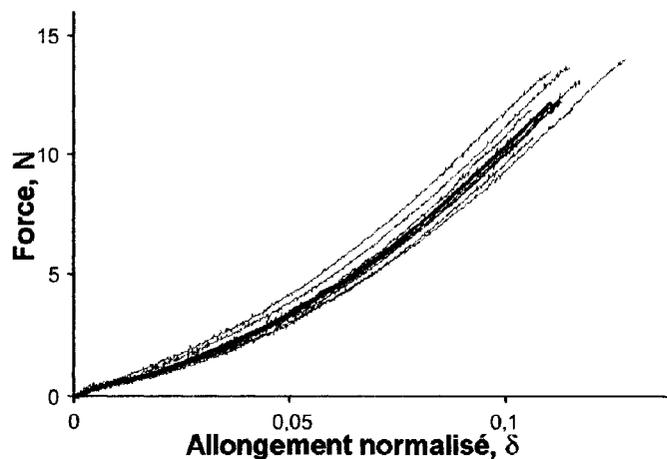


Figure 55 Comportement du monofilament de nylon *Maxima* lors d'un essai de traction pour 10 échantillons de 55 mm avec une vitesse d'allongement de 5,5 mm/min

La figure 56 présente le coefficient de variation en fonction de l'allongement normalisé pour les essais de traction présentés à la figure 55. Le coefficient de variation représente

l'écart-type de la force mesurée sur les dix essais divisé par la force moyenne évaluée pour chacun des allongements normalisés. La ligne en pointillé représente le coefficient de variation moyen (ou pourcentage d'erreur) qui vaut 10,0 %. Cela signifie que l'écart de comportement attendu entre deux échantillons est de 10,0 % en moyenne.

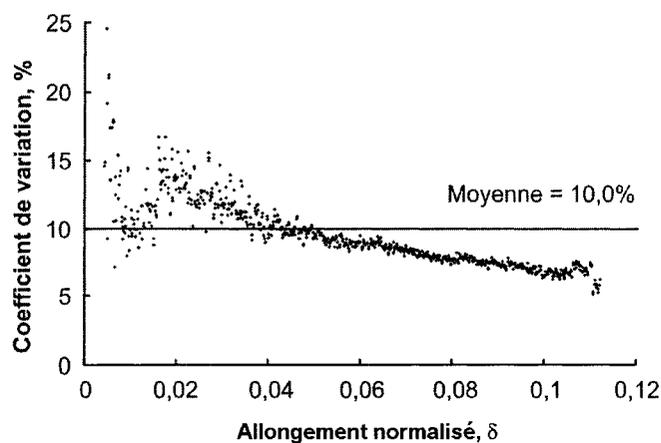


Figure 56 Coefficient de variation en fonction de la déformation d'ingénierie lors des essais de traction sur le monofilament

Dans le but de trouver la forme de la fonction de multiplication, des essais de traction sont effectués sur quatre échantillons de tresse composés de 24 fils avec une avance de 24,4 mm. La courbe *force/allongement normalisé* moyen est trouvée de la même façon que pour les monofilaments. Les résultats de ces essais sont présentés à la figure 57. La moyenne des *allongements normalisés* à la rupture est de 14,95 % et l'écart est de 2,04 %. La force moyenne résultante est de 10,20 N avec un écart de 2,67 N.

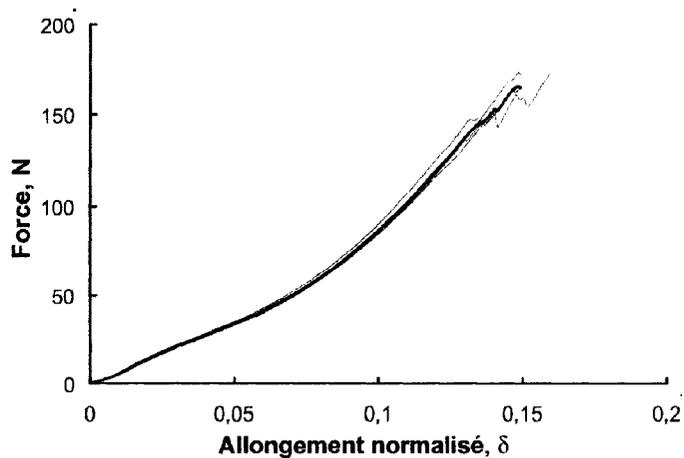


Figure 57 Essai de répétitivité pour 4 tresses de 65mm avec une vitesse d'allongement de 6,5 mm/min les tresses sont composées de 24 monofilaments avec avance de 25,4 mm; courbes brutes et moyenne

Dans ce cas-ci, seuls quatre essais de traction ont été effectués. Le coefficient de variation pour tous les allongements normalisés, présentés à la figure 58, est de 4,75 % de la force en moyenne.

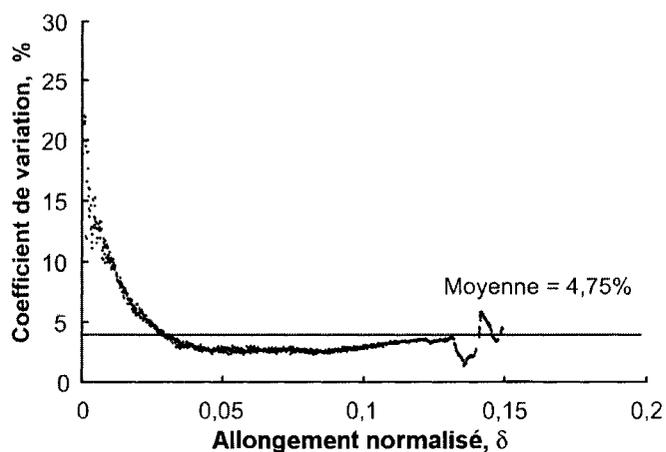


Figure 58 Coefficient de variation en fonction de l'allongement normalisé lors des essais de traction sur la tresse (évalué sur quatre échantillons)

Préalablement à cette série d'essais, des tests ont été effectués pour déterminer la meilleure technique de fixation de la tresse sur la machine de traction. Trois fixations ont été comparées. La première est la fixation dans les attaches sans autre intermédiaire. La seconde fixation est celle dans un cadre en carton comme illustré à la figure 54 pour un monofilament. La dernière fixation fait passer le fil ou la tresse à l'intérieur d'un tube de polypropylène, celui-ci est ensuite écrasé entre les attaches pour réduire les contraintes dues à l'encastrement.

Le choix de la méthode employée est basé sur la force maximale à la rupture ainsi que sur la répétitivité. La méthode de fixation choisie est celle directement dans les attaches. Elle permet une meilleure maîtrise de la tension et de la longueur initiales de l'échantillon. De plus, elle est plus simple et empêche le glissement accidentel de l'échantillon, ce qui augmente la répétitivité des essais.

Une fois que les données pour la tresse et pour le monofilament sont trouvées, il est possible d'appliquer l'hypothèse 1 qui permet d'étirer la courbe de traction du monofilament de façon à faire concorder les déformations maximales. Par la suite, il s'agit de diviser la force pour chacun des allongements normalisés de la tresse par la force à l'allongement normalisé correspondant du monofilament. Cette opération nous permet de trouver la courbe illustrée à la figure 59.

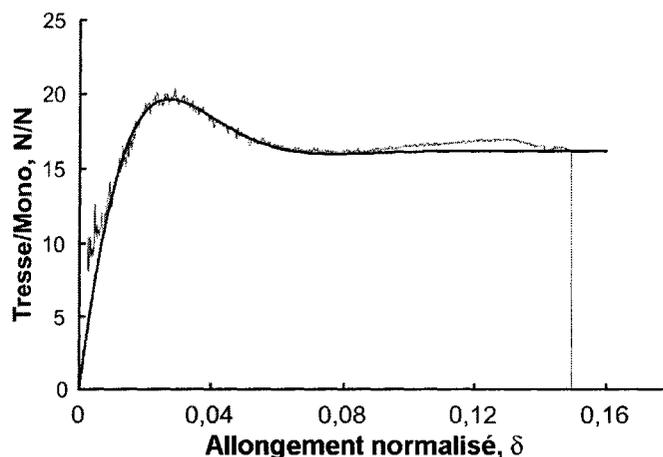


Figure 59 Fonction de multiplication entre une tresse composée de 24 monofilaments avec une avance de 25,4 mm et le monofilament *Maxima perfexion 4lb*

Par observation de la forme de la fonction présentée à la figure 9, l'équation (4.3) fréquemment utilisée dans les calculs de la réponse d'un système « masse-ressort » avec amortissement a été empruntée. La forme mathématique de cette équation est la suivante :

$$f(\Delta L) = (\eta \sin(\beta(\delta)) + \mu \cos(\beta(\delta)))e^{-\alpha(\delta)} - \mu \quad (4.3)$$

Les paramètres de l'équation non linéaire (4.3) peuvent être trouvés à l'aide d'une fonction d'optimisation telle que celle disponible dans *Excel*. Une fois les paramètres trouvés, il est possible de passer du monofilament à la tresse en utilisant les fonctions de multiplication et d'étirement, tel que présenté à la figure 60.

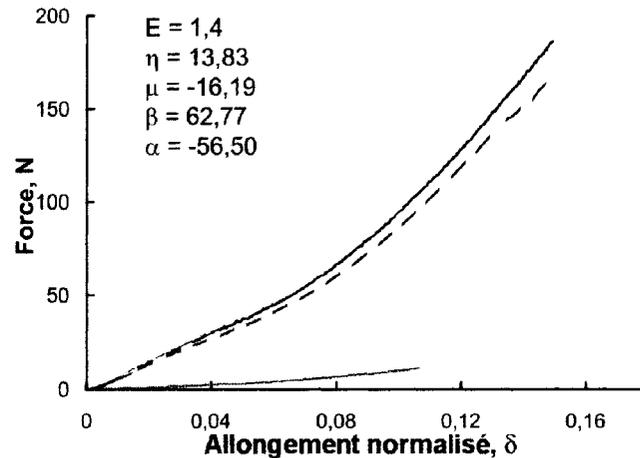


Figure 60 Courbe force-allongement normalisé d'une tresse interpolée à partir d'un monofilament par la fonction d'étirement et par la fonction multiplicative non linéaire (— Fonction interpolée, - - - : Tresse, — Monofilament)

Aux fins de vérification, l'équation de multiplication (4.3) a été remplacée par le seul coefficient « μ » qui représente la valeur plateau finale de la fonction de multiplication (4.4). Cette vérification permet de s'assurer qu'il est possible de trouver une bonne approximation du comportement de la tresse en ne connaissant que cet unique paramètre, même s'il est impossible de déterminer tous les paramètres de l'équation (4.3).

$$f(\delta) = \mu \quad (4.4)$$

On peut voir, sur la figure 61, que la fonction de multiplication linéaire (4.4) est tout à fait valide pour faire l'interpolation entre le monofilament et la tresse. Cette fonction pourra donc être utilisée, même si tous les paramètres de la fonction multiplicative (4.3) ne peuvent être trouvés.

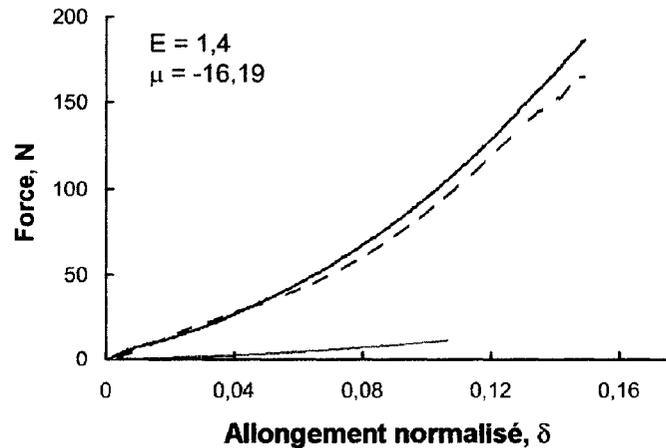


Figure 61 Courbe force-allongement normalisé d'une tresse interpolée à partir d'un monofilament par la fonction d'étirement et par la fonction multiplicative linéaire (— Fonction interpolée, - - - Tresse, — Monofilament)

4.4.4. Détermination des paramètres de la fonction multiplicative ainsi que du paramètre d'étirement.

Une fois que l'équation qui permet de faire la correspondance entre le monofilament et la tresse est connue, il faut définir les paramètres de l'équation en fonction des deux variables définissant la tresse. Comme il a été dit précédemment, les deux variables du procédé de fabrication des tresses sont : le nombre de fils et l'avance. Pour parvenir à définir les cinq variables de l'équation multiplicative et de l'équation d'étirement, un plan d'expérience est utilisé. Une fois que le plan est choisi, il faut trouver les valeurs des cinq variables pour chacun des essais. Pour terminer, on peut trouver la fonction qui relie les variables qui définissent la tresse (dites *variables d'entrée*) et les variables de la fonction multiplicative (dites *variable de sortie*).

4.4.4.1. Établissement d'un plan d'essai

Un plan factoriel est employé pour déterminer de quelle façon chaque paramètre qui définit la tresse influence les paramètres des équations multiplicatives et d'étirement à

partir d'essais expérimentaux. Le plan factoriel est un plan d'expérimentation qui permet de définir les effets de chacune des variables d'entrée sur les variables de sortie. Pour ce faire, on fait varier les variables d'entrée selon un certain nombre de modalités de façon à couvrir l'étendue des valeurs de chacune des variables. Par exemple, la figure 62 présente un plan d'expérimentation sur les variables A et B qui sont des variables d'entrée, dans lequel chaque variable prend trois modalités [50].

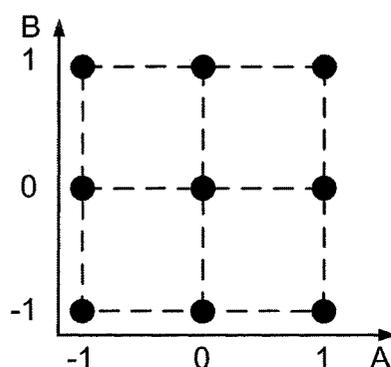


Figure 62 Exemple d'un plan d'expérimentation à deux variables et trois modalités (3^2)

Dans le cas présent, les deux variables sont : l'avance et le nombre de fils de la tresse. Le tableau suivant présente les valeurs des modalités utilisées. Les valeurs de nombre de fils sont fixées par le type de machine à tresser. La machine utilisée possède 24 bobines qui permettent d'utiliser un maximum de 24 fils. Il est aisé de diviser par deux le nombre de bobines actives et de cette façon conserver un tressage symétrique. La modalité de 18 fils est une modalité qui n'est pas entièrement symétrique, mais qui est faisable. Cette dernière modalité est donc prise comme modalité centrale pour le nombre de fils (Tableau XI). Pour l'avance, les modalités de 12,7 mm, 19 mm et 25,4 mm correspondent respectivement aux engrenages de la transmission variable de 20, 30 et 40 dents.

Tableau XI

Modalités pour les 2 variables d'entrée

Variables	Modalités		
	Basse	Moyenne (centrale)	Élevée
Nb_Fils	12	18	24
Avance (mm)	12,7	19	25,4

Dans ce cas-ci, l'espace expérimental est divisé en trois modalités par variable. Cette division permet de faire ressortir l'effet principal des deux variables sur les variables de sortie. De plus, cette dernière permet de faire ressortir les effets des variables du second degré ainsi que les effets de leur interaction. Les équations de l'analyse expérimentale sont de la forme :

$$V_s = \gamma + \gamma_1 \cdot A + \gamma_2 \cdot B + \gamma_3 \cdot A^2 + \gamma_4 \cdot AB + \gamma_5 \cdot B^2 \quad (4.5)$$

où, V_s est une variable de sortie, les coefficients γ_i sont les coefficients de régression et les variables A et B sont respectivement le nombre de fils et l'avance.

Le choix d'un tel plan d'expérience a été motivé par le fait qu'il permet d'avoir un bon aperçu de l'espace expérimental. L'éventail des possibilités qui sont offertes par le procédé est couvert par ce plan d'expérimentation. De plus, utiliser un plan à trois modalités permet deux choses. La première est la vérification de la continuité de la fonction. Si les valeurs des variables de réponse aux modalités centrales sont très différentes de celles imposées par la tendance entre les deux modalités extérieures, on peut anticiper une très forte non-linéarité ou un problème expérimental. La deuxième utilité est la possibilité d'optimiser les paramètres.

En effet, l'utilisation d'un plan à deux modalités, tel que présenté à la figure 63a, ne permet pas d'optimiser la fonction. Dans le cas d'un plan d'expérimentation à trois

modalités (figure 63b), la fonction de réponse est du deuxième degré donc son optimum ne se trouve pas nécessairement aux extrémités.

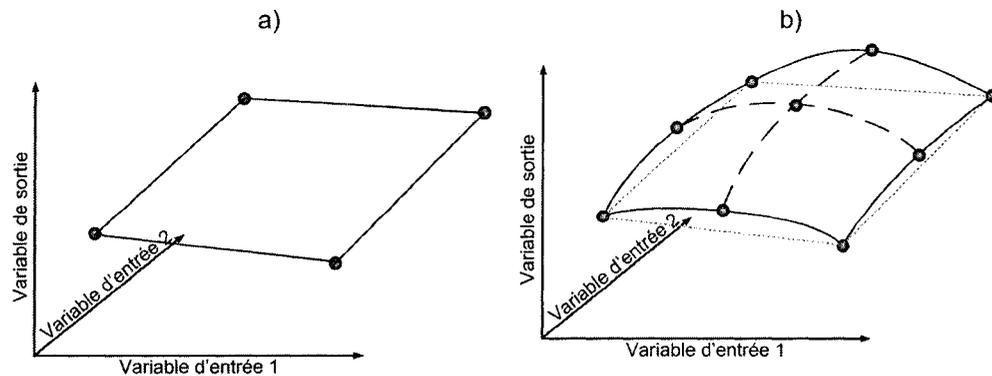


Figure 63 Différence entre les réponses de deux types de plan d'expérimentation : a) le plan à deux modalités (2^k); b) le plan à trois modalités (3^k)

Un plan factoriel complet à deux variables d'entrées et trois modalités (3^2) impose une série de 9 essais en effectuant 4 répétitions de chaque essai. Il faut donc faire 45 essais.

4.4.4.2. Préparation des échantillons

Les échantillons sont préparés sur la machine de tressage *WardWell B10* à 24 bobines avec entraînement manuel. Les échantillons sont préparés de la façon suivante :

1. Pour chaque nombre de fils, les trois avances sont produites avant de passer au nombre de fils suivant.
2. Pour chaque avance, une longueur de tresse de deux mètres sert pour la production des 5 échantillons.
3. Les échantillons sont découpés et numérotés à partir du début de la tresse vers la fin par bouts de 80 mm, une fois la tresse tendue. Les extrémités sont attachées avec du papier collant pour éviter qu'elles ne s'effilochent.

Un plan d'essais est préparé à l'aide du logiciel *Statgraphics* (Rockville, MD, É.U.). Il permet de planifier la réalisation des essais de traction sur les échantillons en ordre aléatoire.

4.4.4.3. Récupération des variables de sorties

Une fois les 45 essais de traction effectués, un programme, fait sur *Matlab 6.5* (The MathWorks, Inc, Natick, MA, É.U.) (figure 64), permet de récupérer les valeurs des variables de sortie, soit : les cinq variables de l'équation multiplicative et de l'équation d'étirement.

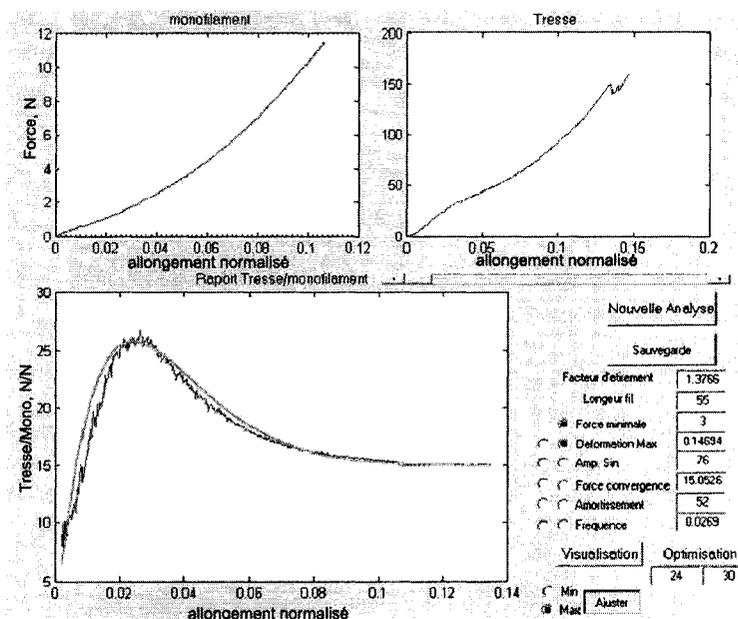


Figure 64 Programme servant à récupérer les variables de fonctions de transformation empiriques

4.4.4.4. Analyse des résultats

Le logiciel, *StatGraphics* de la compagnie *Manugistics*, permet de faire l'analyse du fichier de données brutes. Dans un premier temps, on s'assure que les variables d'entrée

ont bien un effet sur les variables de sortie. Du même coup, on vérifie que les résultats sont valides et que la variance à l'intérieur d'un groupe d'échantillons d'une même modalité n'est pas trop importante. Par la suite, on utilise le module *experimental design* pour obtenir les équations des surfaces de réponse. Pour finir, on vérifie la validité de ces équations par l'analyse des résidus et le graphique de Pareto.

Les graphiques de contrôle de qualité produits par *Stagraphics* nous indiquent si les variables de contrôle ont bien un impact sur la réponse. Ils permettent aussi de vérifier que l'intervariabilité, c'est-à-dire la variabilité à l'intérieur d'un groupe d'échantillons représentant une même modalité, est constante d'une modalité à l'autre. Cette dernière vérification est importante parce qu'elle valide une des hypothèses des plans d'expérimentation qui veut que la variabilité en tous points de l'espace expérimental soit la même.

La figure 65a présente la variabilité entre les différentes modalités pour la valeur « μ » de l'équation empirique. Les points à l'extérieur des lignes représentent une valeur moyenne d'une modalité qui est à plus de trois écarts-types de la moyenne de tous les essais. Lorsqu'il y a beaucoup de points à l'extérieur des lignes de contrôle, cela signifie que les variables d'entrée ont une grosse influence sur la réponse. Ce qui est souhaité.

La figure 65b présente la variabilité à l'intérieur d'un groupe d'échantillons représentant une modalité. Un point à l'extérieur des limites de contrôle représente une grande intervariabilité, donc une mesure expérimentale qui n'est pas stable. Si plusieurs points sont à l'extérieur des limites pour cette carte, les résultats risquent de ne pas être fiables dus à une trop grande variabilité de certaines modalités par rapport aux autres [51]. Des résultats à l'intérieur des limites de contrôle indiquent que le postulat de variabilité similaire en tous points du plan d'essai est valable.

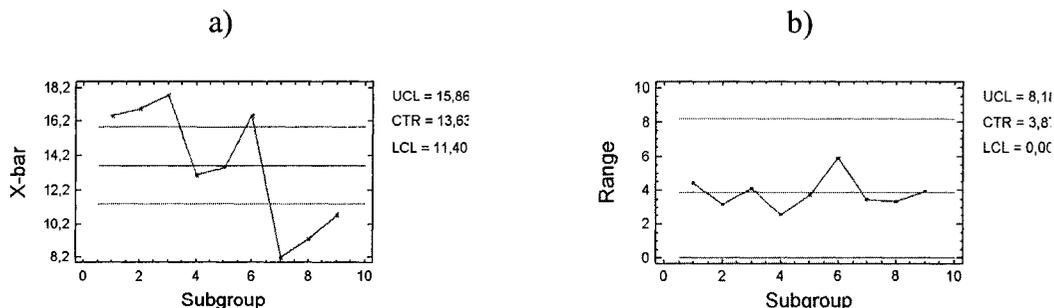


Figure 65 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie μ de l'équation empirique : a) carte des valeurs moyennes (carte X-bar); b) carte des étendus (carte R)
CTR – centre; UCR – upper control limit; LCL – lower control limit

Les cartes de contrôle, présentées à annexe 5, montrent que les résultats tendent à être significatifs pour les variables η , μ , α définies à l'équation (4.3) et le paramètre d'étirement E défini à l'équation (4.1). Par contre, la variable β ne semble pas être significative.

Ces résultats sont encourageants parce que la variable qui a le plus d'importance dans le processus, « μ » (section 4.4.3), semble être significative. De plus, β a une importance faible sur les résultats. En faisant varier les différentes valeurs de la fonction multiplicative, l'effet de β peut, dans une certaine mesure, être reproduit par une combinaison de la variable « α », et de la variable « η ». Elle peut donc être fixée sans nuire à la corrélation des résultats.

Après s'être assuré que les résultats expérimentaux peuvent fournir des niveaux de corrélation intéressants avec les variables d'entrée, on utilise le module *Experimental desing* de *Statistica* pour obtenir les coefficients de corrélation, les équations qui permettent de faire la correspondance entre les variables d'entrée et les variables des équations empiriques.

Dans un premier temps, on a fait une analyse de variance pour chacune des variables de sortie (E , η , μ , β et α). Cette analyse permet de vérifier quels termes ont le plus d'influence sur la variable de sortie et quels termes sont statistiquement significatifs ($p \leq 0,05$; où p est le seuil de rejet⁸). Plus un terme possède une somme élevée des carrés, plus l'influence de ce terme sur la variable est grande. Le tableau XII présente les résultats de l'analyse de variance pour la valeur de sortie : μ (voir l'équation . (4.5))

Tableau XII

Analyse de variance pour la valeur de sortie μ .

Variable d'entrée	$R^2 = 85,72\%$	
	Somme des carrés Moyens	Valeur de p
A : nombre de fils	441,72	0,000
B : Avance	42,99	0,000
A^2	12,87	0,028
AB	1,90	0,383
B^2	2,95	0,279
Variation entre les répétitions	2,36	0,436
Erreur totale	2,44	

La valeur de R^2 (coefficient de détermination) indique que la variation de la variable de sortie « μ » est expliquée à 85,72% par les variables d'entrée (A, B et leurs combinaisons). De plus, les deux variables principales (nombre de fils, avance) ont un effet significatif sur la variable de sortie de même que le carré du nombre de fils. Des analyses de variance identiques ont été effectuées pour les toutes variables de sortie. Les résultats de R^2 et des variables d'entrées significatives sont donnés pour chacune des variables de sortie dans le Tableau XIII.

⁸ Dans ce cas-ci, $p \leq 0,05$ signifie qu'il y a une probabilité inférieure ou égale à 5 % que l'hypothèse posée

Tableau XIII

Explication de la variance R et variables significatives pour les cinq variables de sortie

Variables de sortie	R ² , %	Variables d'entrée ayant un effet significatif (p ≤ 0,05)
E	77,92	A, A ² , AB
η	65,37	A, B, AB
μ	85,72	A, B, A ²
α	83,18	A, B, A ² , AB
β	23,64	A ²

Les variables d'entrée représentent une portion significative de la variance de toutes les variables de sortie, à l'exception de la variable de sortie β, tel que prévu par les cartes de contrôle. Le graphique de Pareto présenté à la figure 64 montre des résultats similaires à ceux obtenus par l'analyse de variance. Plus la valeur sur le graphique est élevée, plus la variable est significative. Les colonnes qui se trouvent en deçà de la ligne verticale, se situent sous le seuil de signification.

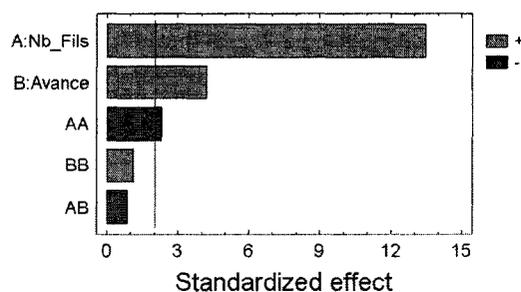


Figure 66 Graphique de Pareto pour la variable de sortie : μ

selon laquelle la variable d'entrée a un impact significatif sur la variable de sortie soit fausse.

Maintenant que l'on a vérifié que les résultats sont significatifs, on peut obtenir le graphique de la surface de tendance de chaque variable de sortie en fonction des variables d'entrée (figure 67) ainsi que l'équation qui définit cette surface.

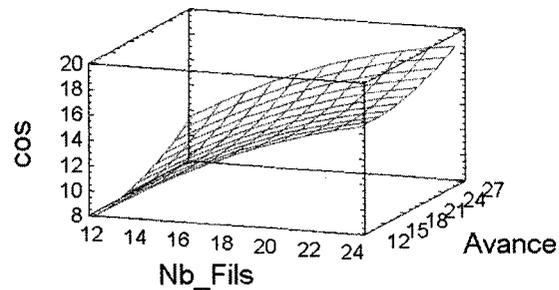


Figure 67 Surface de tendance pour la variable de sortie : μ (cos)

$$\begin{aligned} \mu = & -9,17854 + 1,92822 * \text{Nb_Fils} - 0,179072 * \text{Avance} - \\ & 0,0315142 * \text{Nb_Fils}^2 - 0,0080937 * \text{Nb_Fils} * \text{Avance} + \\ & 0,0134719 * \text{Avance}^2 \end{aligned} \quad (4.6)$$

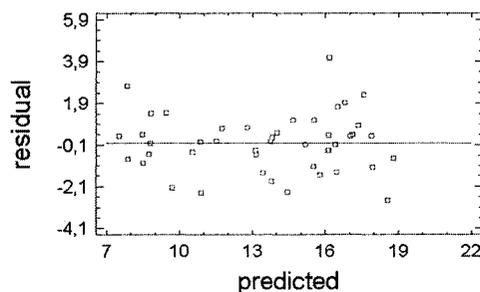
Le tableau suivant donne les résultats de l'analyse statistique pour les 5 variables de sortie. Les coefficients de régression en caractère gras sont ceux qui sont significatifs ($p \leq 0,05$).

Tableau XIV

Coefficients de régression pour chaque variable de sortie

Variables	Coefficients de régression					
	γ_1 Const.	γ_2 Nb_fil	γ_3 Avance	γ_4 Nb_fil ²	γ_5 Nb_fil* Avance	γ_6 Avance ²
E	1,189	-0,016	-0,0159	0,002	-0,002	0,00127
η	92,856	- 13,07	3,438	0,255	0,291	- 0,137
μ	-9,179	1,928	-0,179	-0,032	-0,008	0,0135
α	82,767	0,717	1,659	- 0,194	0,176	- 0,112
β	5,924	6,983	-1,020	-0,250	-0,069	- 0,0116

Pour terminer l'analyse statistique, une analyse des résidus permet de s'assurer que les données expérimentales sont dispersées au hasard de part et d'autre de la fonction de prédiction. La figure 68 présente l'analyse des résidus pour la variable de sortie : μ . Un nuage de points bien équilibrés autour de la ligne horizontale indique que l'hypothèse d'une distribution normale de l'erreur est respectée.

Figure 68 Analyse des résidus pour la variable de sortie : μ

En observant le tableau XIV ainsi que les graphiques de Pareto présentés en annexe 5, on constate que la variable « avance » a peu d'influence sur les résultats. Il serait donc possible d'ajuster la rigidité de la tresse à partir du nombre de fils et sa texture avec

l'avance. En effet, plus le nombre de fils est important, plus la tresse est rigide. En même temps, plus l'avance est réduite, plus la tresse est lisse.

4.5. Validation de la fonction empirique

En utilisant les coefficients donnés au Tableau XIX avec les fonctions d'interpolations (voir section 4.4.3), on obtient les résultats présentés à la figure 69 pour une tresse de 24 fils avec une avance de 12,7 mm/tour.

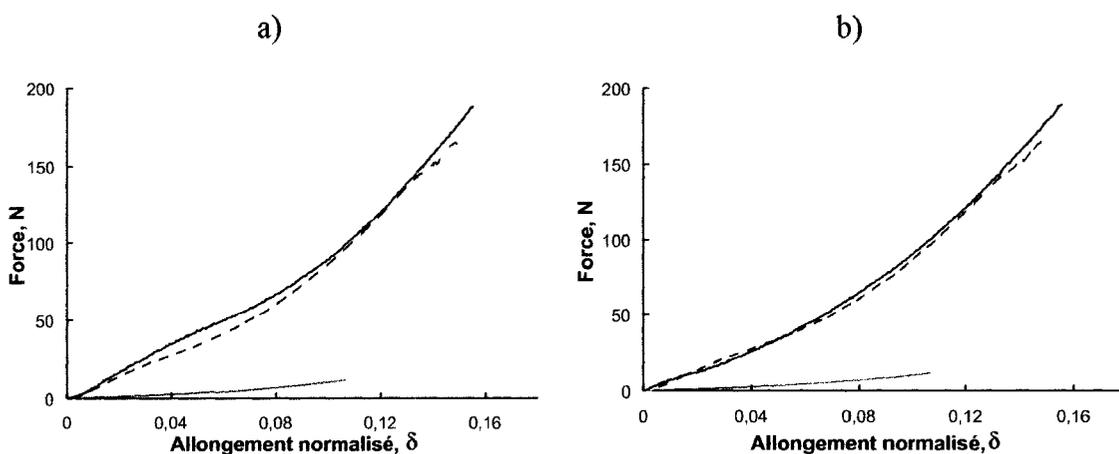


Figure 69 Interpolations entre une tresse de 24 fils avec une avance de 12,7 mm : a) interpolation utilisant la fonction multiplicative non linéaire; b) interpolation utilisant la fonction multiplicative linéaire
(— Fonction interpolée, - - - Tresse, — Monofilament)

On s'aperçoit, par l'observation des courbes, que la fonction d'interpolation linéaire est même plus précise que la fonction d'interpolation non linéaire. L'allure de la courbe d'interpolation linéaire est aussi plus conforme aux données expérimentales.

4.6. Extrapolation pour une tresse de NiTi

Dans le cadre du présent projet, une tresse de NiTi est utilisée. Celle-ci possède la même géométrie que la tresse en Nylon (fil à pêche) ayant servi pour la formulation de l'équation empirique. S'il est possible de projeter le comportement d'une telle tresse à partir de l'équation d'interpolation et du comportement du monofilament, on peut estimer que pour au moins un cas de figure, l'équation d'interpolation fonctionne. C'est exactement la démarche qui sera utilisée maintenant.

4.6.1. Caractérisation d'un monofilament de NiTi

La première étape de la validation est de définir une courbe moyenne représentant le comportement du monofilament. Les matériaux à mémoire de forme ayant un comportement différent au chargement et au déchargement, deux essais de tractions distincts sont effectués. Le premier est un cycle complet de transformation sans atteindre la rupture et le deuxième est un essai de traction à la rupture. La figure 70a présente trois courbes de traction et leur moyenne. Ces courbes sont obtenues au 10^e cycle d'essais faisant varier la force de 0 N à 8 N pour revenir à 0 N. L'erreur moyenne relative sur la force entre les essais est de 6%. La figure 70b présente 10 courbes de traction à la rupture et leur moyenne. L'erreur moyenne relative sur la force est de 6,5%

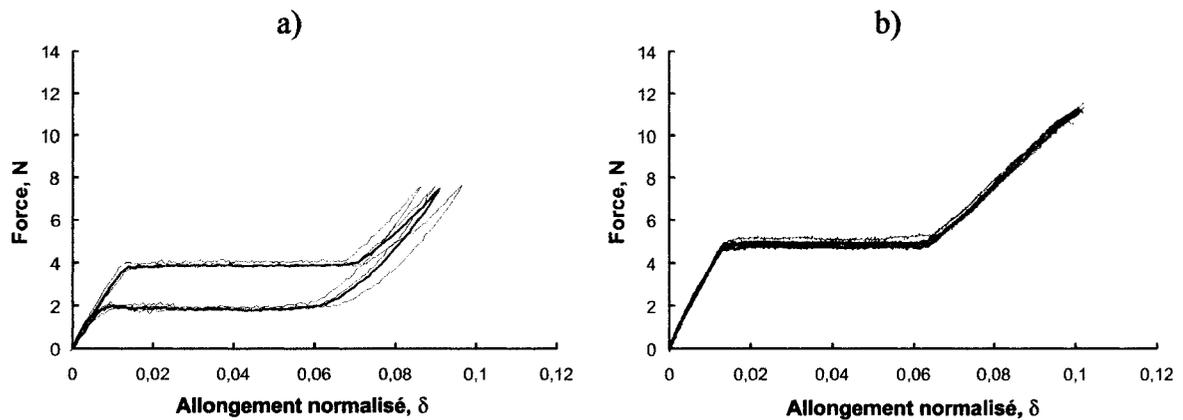


Figure 70 Courbes de traction et courbe moyenne (Noir gras) d'un monofilament de NiTi: a) 10e cycle (0 N – 8 N – 0 N); b) traction à la rupture. Monofilament NiTi 0,1 mm (fil 55 mm ; la vitesse d'allongement vaut 5,5 mm/min, $T^\circ = 22^\circ\text{C}$)

4.6.2. Caractérisation de la tresse de NiTi 24 fils avec une avance de 12,7 mm

Par la suite, on effectue une série d'essais de traction sur des tresses composées de NiTi. La vitesse de chargement utilisée est la même que pour les monofilaments. La figure 71a montre le comportement de la tresse lors d'un chargement à 150 N suivi d'un déchargement. L'erreur moyenne relative sur la force est de 5,8 %. La figure 71b présente trois courbes de traction à la rupture et leur moyenne. L'erreur moyenne relative sur la force est de 7,5 %

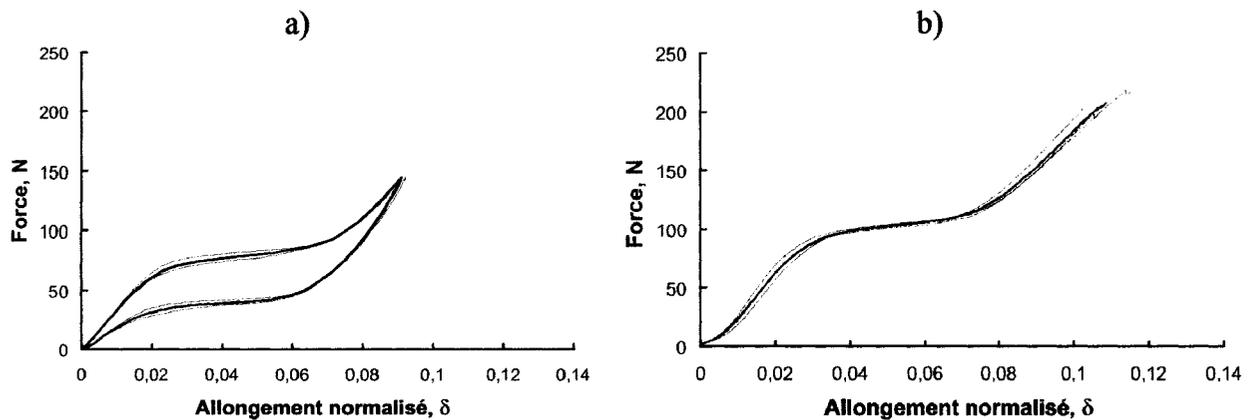


Figure 71 Courbes de traction et courbe moyenne (Noir gras) :
 a) 10° cycle de chargement [0 N – 150 N – 0 N];
 b) traction à la rupture
 Tresse de 24 brins de NiTi 0,1mm et de 12,7 mm d'avance
 (tresse 55 mm ; la vitesse d'allongement vaut 5,5 mm/min,
 $T^\circ = 22^\circ\text{C}$)

4.6.3. Résultats du modèle pour les tresses de NiTi

À partir des équations définies à la section 4.4.3 dont la valeur des paramètres pour une tresse de 24 fils et un pas de 12,7 mm sont données au Tableau XV, on définit les équations de courbes d'interpolation. Les courbes d'interpolation linéaire et non linéaire sont présentées à la figure 72.

Tableau XV

Coefficients des termes pour chaque variable de sortie (NiTi)

Variable	Valeur
E	1,455
η	36,255
μ	-16,378
α	-44,634
β	0,0219

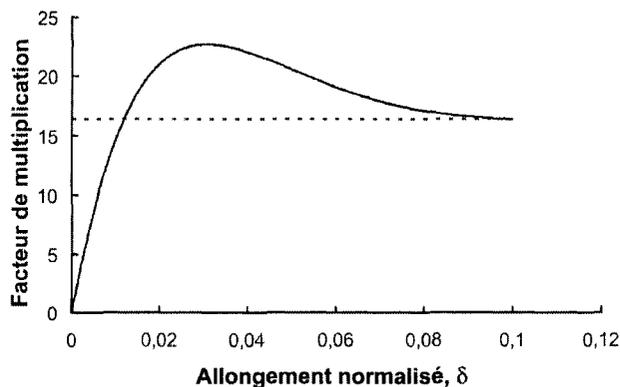


Figure 72 Courbes d'interpolation pour une tresse de 24 brins ayant une avance de 12,7 mm (— Fonction non-linéaire, ---- Linéaire).

En appliquant les fonctions d'interpolation linéaire et non linéaire à la courbe de la figure 71b, on obtient les courbes de la figure 73. Les courbes de la figure 73a présentent les tresses interpolées en incluant le facteur d'étirement E , alors que les courbes de la figure 73b sont obtenues en appliquant directement la fonction d'interpolation.

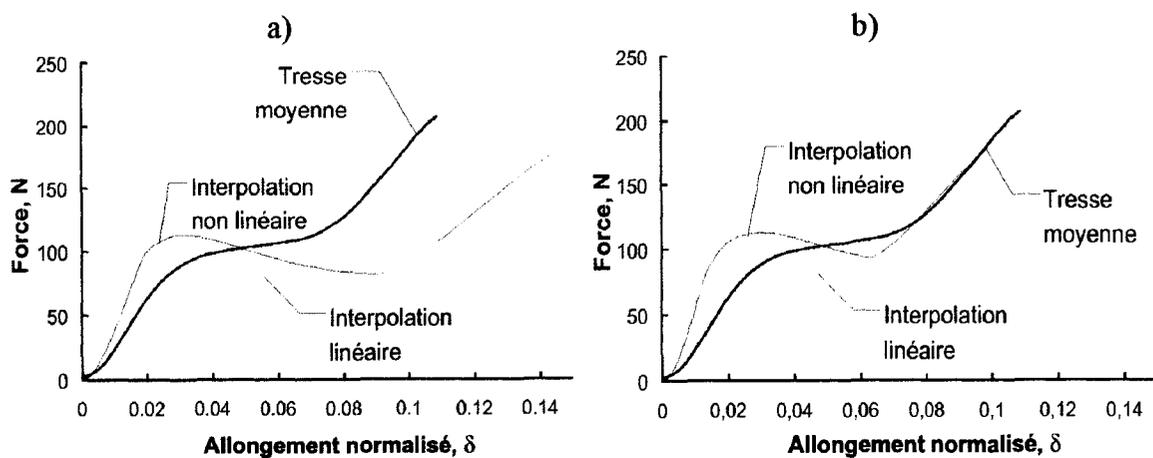


Figure 73 Courbes de traction moyenne (Noir gras) ainsi que les deux courbes d'interpolation non linéaire et linéaire: a) Modélisation avec le facteur d'étirement E ; b) sans le facteur d'étirement (tresse 55 mm ; la vitesse d'allongement vaut 5,5 mm/min).

Le facteur d'étirement ne donne pas de bons résultats dans ce cas-ci. En effet, les courbes de la figure 73b donnent des résultats beaucoup plus représentatifs du comportement de la tresse moyenne. De plus, le modèle linéaire représente mieux le comportement général que le modèle non linéaire. L'erreur de prédiction moyenne, calculée par la moyenne des écarts absolus, est de 27,9 % pour l'interpolation non linéaire tandis qu'elle est de 39,8 % pour l'interpolation linéaire. Les coefficients R^2 valent respectivement : 0,847 et 0,823.

En appliquant l'équation d'interpolation linéaire à la courbe de chargement-déchargement, on obtient la courbe de la figure 74. Dans ce cas-ci, l'erreur de prédiction moyenne est de 38,9 % et le coefficient R^2 vaut 0,915.

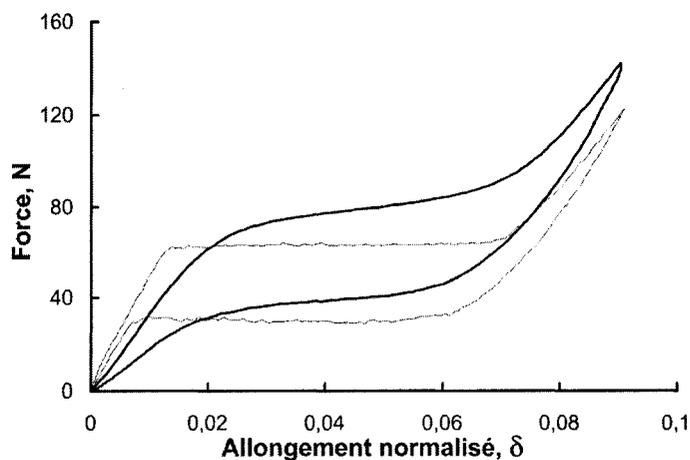


Figure 74 Interpolation proportionnelle sur un cycle complet (chargement déchargement)
Courbes de traction moyenne (Noir gras) ainsi la courbe d'interpolation

4.7. Étude de cas

On a vu au chapitre précédent que la précharge appliquée au SDF doit être au-dessus du plateau de transformation. De plus, la force qui engendre la rupture du SDF doit être

supérieure à la charge maximale que peut subir le système de fermeture soit 125 N par fils (250 N pour les deux fils d'un système de fermeture, voir section 1.3.1).

L'étude de cas vise à choisir une tresse adéquate, connaissant les propriétés d'un sternum. Dans cette étude, un facteur de sécurité de 1,5 pour la rupture est utilisé. En premier lieu, on établit le nombre minimal de fils nécessaire pour supporter la charge maximale.

Le Tableau XVI présente les charges à la rupture pour un éventail de nombre de brins dans une tresse avec une avance moyenne de 19 mm. Pour obtenir ces valeurs, on utilise la courbe de monofilaments de NiTi obtenue à partir des essais à la rupture tels qu'évalués à la figure 71b. Cette courbe est interpolée à l'aide de l'équation (4.4) sans le facteur d'étirement.

Tableau XVI

Charge maximale que peut supporter une tresse avec une avance de 19 mm en fonction de son nombre de brins

Nombre de brins	Charge maximale, N
12	100
18	154
20	167
24	184

Compte tenu de la charge maximale que doit supporter la tresse avec le facteur de sécurité de 1,5 est de 187,5 N, la tresse de 24 brins est la seule qui peut répondre à cette exigence.

Par la suite, on suppose que le sternum sur lequel le SDF est installé peut supporter sans se détériorer une charge qui se situe entre celle du polyuréthane de basse densité et celle du polyuréthane de haute densité (soit aux environs de 165 N) (voir le Tableau VIII). On

évalue alors les courbes *force-allongement normalisé* des tresses ciblées au Tableau XVI. Ces courbes sont ensuite comparées avec la précharge maximale qui n'entraîne pas la détérioration du sternum, soit 165 N.

Notons que pour les étapes suivantes, c'est le comportement du SDF, et non celui de la tresse, qui est évalué. Un SDF possède deux tresses de part et d'autre du sternum. La charge d'une tresse est alors doublée pour obtenir celle d'un SDF.

La figure 75 montre que le SDF avec une tresse de 24 brins est un peu trop rigide puisque la précharge est au même niveau que le plateau de transformation. Le SDF avec la tresse de 20 brins présente les bonnes caractéristiques, mais il a une charge maximale à la rupture trop faible (334 N ou 167 N pour une tresse).

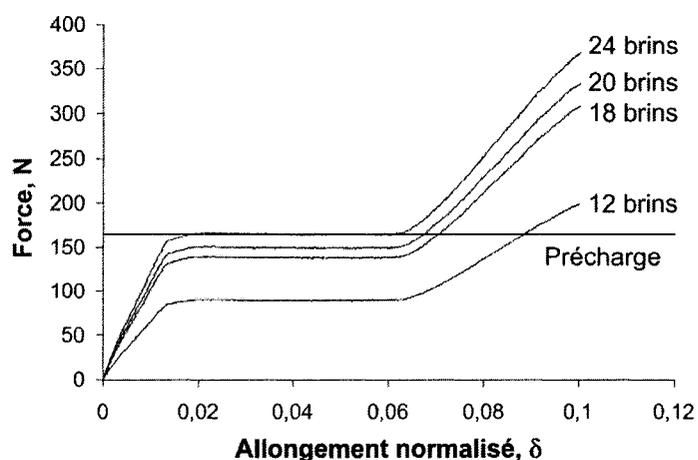


Figure 75 Interpolation d'un fil de NiTi vers une séquence de SDF par tresse ayant toutes une avance de 19 mm (Un SDF par tresse possède deux tresses, une de chaque côtés du sternum)

La dernière étape consiste à faire varier l'avance. La figure suivante montre le comportement d'un SDF par tresse de 24 brins pour trois différentes avances.

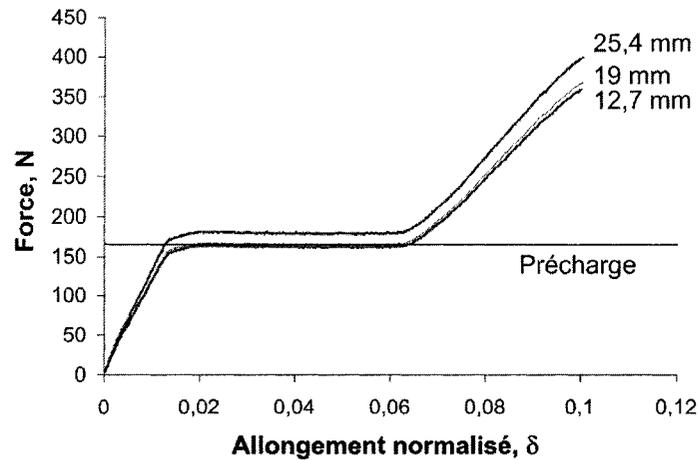


Figure 76 Interpolation d'un fil de NiTi vers une séquence de SDF par tresses de 24 brins

On constate que le SDF ayant une tresse avec une avance de 12,7 mm a le plateau de transformation le plus bas (juste sous la précharge). De plus, sa force maximale à la rupture est de 360 N, ce qui donne un facteur de sécurité de 1,44, donc pas trop loin de la valeur recherchée (1,5). La tresse de 12,7 mm a la plus grande densité de maillage et donc le tressage le plus uniforme. Étant donné ces résultats, la tresse choisie est la tresse de 24 brins avec une avance de 12,7 mm.

En observant le comportement réel d'une tresse de 24 brins avec une avance de 12,7 mm à la figure 77, on constate qu'en fait, la fin du plateau supérieur se situe plus haut que le modèle indique. Cette tresse est donc plus adaptée pour un sternum plus rigide que celui évalué dans cette étude. Par exemple, un polyuréthane pouvant supporter sans détérioration une charge de 275 N serait idéal pour cette tresse. En effet, la précharge utilisée dans cette étude de cas (165 N) n'est pas suffisante pour traverser le plateau de transformation. Le SDF ne possède donc pas la réserve de déformation avantageuse que permettent les tresses en NiTi.

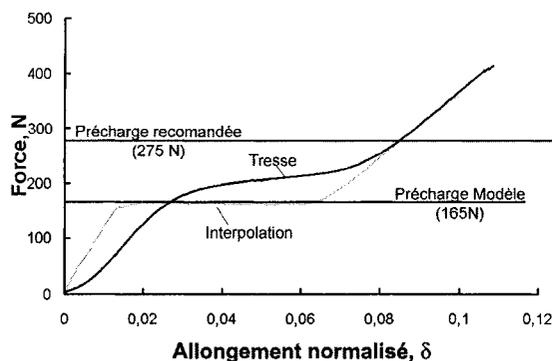


Figure 77 Comparaison du comportement d'une tresse de 24 brins (avance de 12,7 mm) avec son modèle d'interpolation ainsi qu'avec les précharges de 165 N de l'étude et celle recommandée de 275 N

Il est à noter que la précharge de cette étude est la charge maximale que peut appliquer un SDF sur le sternum sans que le sternum se détériore. Cette charge maximale est évaluée à partir des données du Tableau VIII. Ces données ont été évaluées à partir d'essais de découpage du polyuréthane par une plaquette de 0,8 mm. Elles ne tiennent donc pas compte de l'aire de contact accrue du SDF par tresse. En augmentant l'aire de contact du SDF, il est possible d'augmenter la précharge supportée par le sternum et donc de faire en sorte que la tresse demeure appropriée, bien que le modèle sous-évalue la charge à la fin du plateau de transformation.

4.8. Discussion

Pour les tresses de nylon, les interpolations linéaire et non linéaire obtenues par le plan d'expérimentation représentent bien le comportement des tresses. Ce résultat permet de confirmer que les coefficients de la fonction d'interpolation $f(\delta)$ ont été bien déterminés.

L'étude de la fonction d'interpolation linéaire $f(\delta) = \mu$ présentée à la figure 67 suggère que la valeur de la fonction d'interpolation dépend en grande partie du nombre de brins.

L'avance ne l'influence que très peu. Il est donc possible de faire varier la résistance de la tresse avec le nombre de brins et de faire varier sa texture avec l'avance.

Le comportement général d'une tresse de NiTi de 24 brins avec une avance de 12,7 mm est bien reproduit par la fonction d'interpolation linéaire en retirant le facteur d'étirement (équation (4.4)). L'équation non linéaire donne de meilleurs résultats en terme d'erreur et du coefficient de détermination, mais représente moins bien le comportement général de la tresse. Il est donc possible de conclure que l'utilisation de la fonction d'interpolation linéaire donne un bon estimé du comportement d'une tresse de NiTi à l'intérieur du plan d'expérimentation, soit de 12 à 24 brins et de 12,7 à 25,4 mm d'avance.

Une étude de cas permet de montrer qu'il est possible de définir la tresse qui répond aux besoins d'un sternum donné. Par exemple : pour un sternum qui se détériore à 165 N, la tresse de 24 brins avec une avance de 12,7 mm semble la plus prometteuse.

Dans le cadre d'une étude future, certains aspects gagneraient toutefois à être révisés. D'une part, l'écart entre les deux fonctions interpolées et les résultats expérimentaux pour les tresses en NiTi peut être dû, entre autre, à la variation de diamètre du monofilament. La diminution de diamètre entraîne une diminution de la densité de maille, et donc de la géométrie de la tresse. Ainsi, il serait bon d'ajouter une variable d'entrée au plan d'expérimentation pour tenir compte de la densité de la maille. Une variable égale au rapport du diamètre du monofilament sur le diamètre intérieur de la tresse pourrait être une bonne avenue.

D'autre part, pour une machine de 24 bobines, les chargements idéaux sont de 24, 12, 6 et 3, puisque pour tresser convenablement, les bobines de la machine doivent être chargées de façon symétrique. La machine de tressage utilisée n'est donc pas bien adaptée à la conception d'une tresse à 18 brins, qui a été utilisée comme modalité centrale du plan d'expérience. Cela pourrait expliquer que certaines variables de sortie

soient fortement non linéaires. Il serait donc judicieux de choisir une machine mieux adaptée à ce type de tressage.

CHAPITRE 5

VALIDATION EXPERIMENTALE

L'utilité d'un banc d'essai de laboratoire est la possibilité d'avoir un outil de comparaison qui se rapproche le plus possible de ce qui est fait dans le milieu tout en respectant les besoins que l'on s'est fixés. C'est-à-dire que le banc doit être en mesure de :

1. Effectuer une précharge qui est la même, peu importe le système de fermeture, et qui est répétable;
2. Accommoder tout système de fermeture par fil ou par ruban;
3. Simuler le comportement du sternum (rigidité);
4. Simuler différents types de passage;
5. Appliquer une perturbation extérieure;
6. Mesurer la charge extérieure correspondant à l'ouverture du sternum;
7. Mesurer la charge résiduelle appliquée à la jonction sternum/sternum.

Un banc d'essai a donc été conçu pour répondre à ces exigences. La figure 78 présente les différents constituants de ce banc d'essai. Afin d'équilibrer le montage, le système est bâti de façon symétrique. Deux systèmes de fermeture identiques sont installés simultanément sur le banc d'essai. La force extérieure est appliquée au centre des deux systèmes de fermeture par une machine de traction.

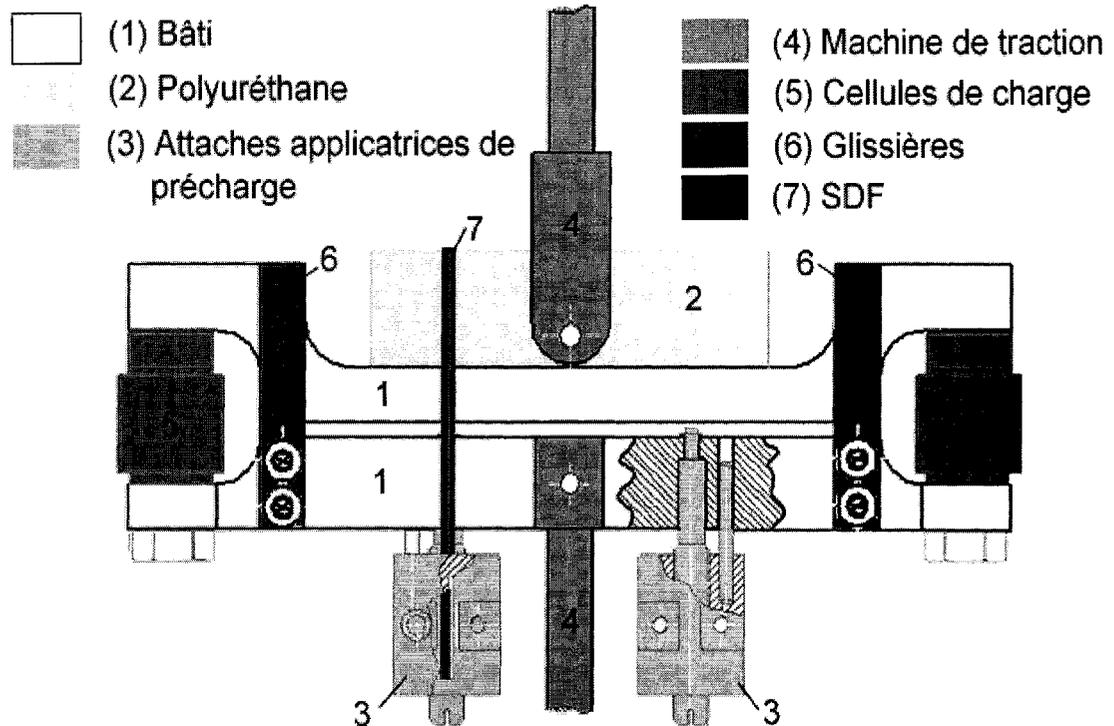


Figure 78 Schéma du banc d'essai

La figure 79 montre le banc d'essai monté dans la machine de traction. Un SDF par tresse de NiTi est installé de façon péristernale sur un modèle de sternum en polyuréthane de $0,48 \text{ g/cm}^3$. L'attache qui applique la charge sur le sternum de polyuréthane est fixée par deux vis de pression enfoncées de part et d'autre de celui-ci.

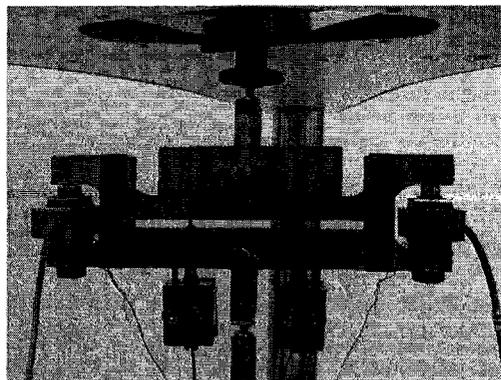


Figure 79 Photo du banc d'essai

5.1. Matériel

Banc d'essai :

1. Bâti fabriqué maison permettant de simuler l'interface sternum/sternum et permettant d'appliquer la précharge à l'aide des attaches applicatrices de précharge ;
2. Machine de traction : *Enduratec ELF 3200* ;
3. Cellules de charge ± 450 N LC703-100 (Oméga, Stamford, CT, ÉU);
4. Simulateur d'os de sternum fabriqué en mousse de polyuréthane haute densité de 0,24 et 0,48 g/cm³ de la compagnie *Sawbones* ;
5. Systèmes de fermeture : tresse en NiTi à avance de 12,7 mm et fil en acier n° 5 de marque *Ethicon* tous deux non stérilisés.

Système d'acquisition de la compagnie *National Instruments Corp.*(Austin, TX, ÉU) :

1. Bornier SCB-68;
2. Carte d'acquisition analogique PCI-MIO-16-E4;
3. Application conçue sur *LabView 5* mesurant les charges transmises par les deux cellules de charge du banc d'essai en plus du déplacement du piston de la machine de traction ainsi que la force appliquée.

5.2. Fonctionnement

Les systèmes de fermeture sont installés et préchargés à l'aide d'attaches applicatrices de précharge (figure 78 (3)). Ces attaches sont des chariots qui fixent chaque extrémité du SDF de chaque côté du banc d'essai et, à l'aide d'une vis de pression, ils appliquent la précharge. Chaque attache peut appliquer la précharge indépendamment. On s'assure que la précharge est la même pour les deux SDF en vérifiant que les charges sur les deux cellules de charge (figure 78 (5)) sont les mêmes.

Lors de l'application de la précharge, la partie haute du bâti, qui simule l'interface sternum/sternum, vient s'appuyer sur les deux cellules de charge. La précharge appliquée est alors transmise au système d'acquisition (figure 80).

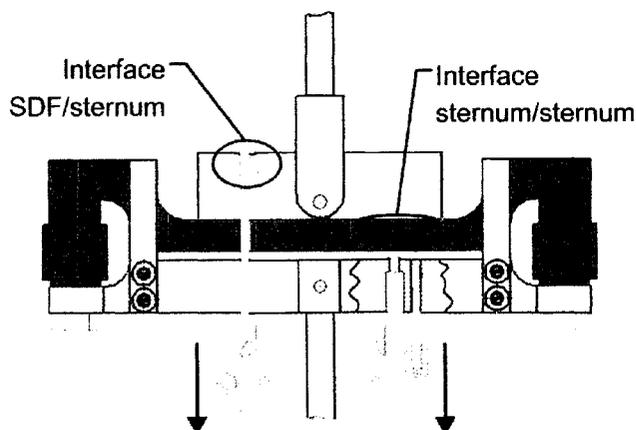


Figure 80 Banc d'essai supportant la précharge

Par la suite, une force est appliquée à l'aide de la machine de traction. La charge à l'interface SDF/sternum augmente et celle sternum/sternum, diminue (figure 81).

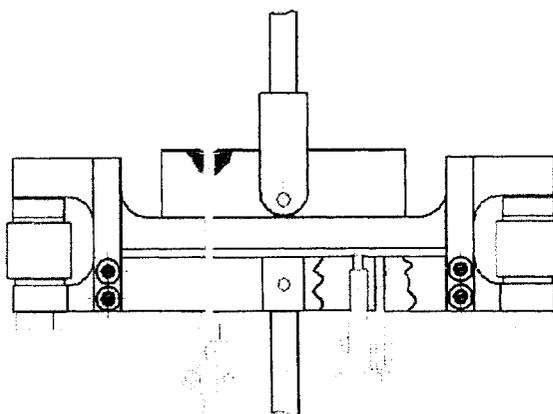


Figure 81 Banc d'essai subissant une force extérieure de moyenne importance

Si la charge extérieure s'avère trop importante, il y a dégradation du sternum en polyuréthane et/ou ouverture du sternum (figure 82).

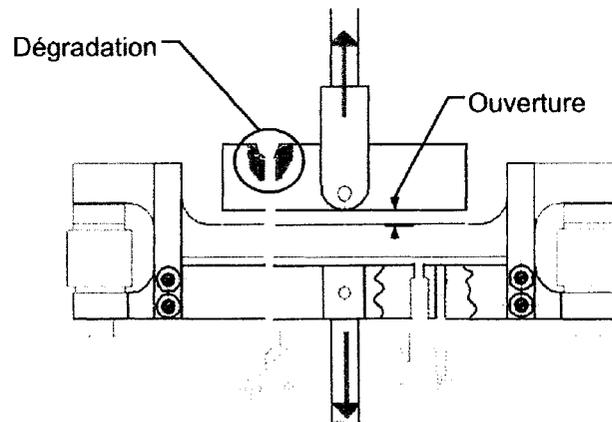


Figure 82 Banc d'essai subissant une force extérieure importante

Finalement, la charge extérieure est relâchée et la charge à l'interface sternum/sternum augmente à nouveau. C'est cette dernière qui est mesurée pour effectuer la comparaison des systèmes de fermeture (figure 83).

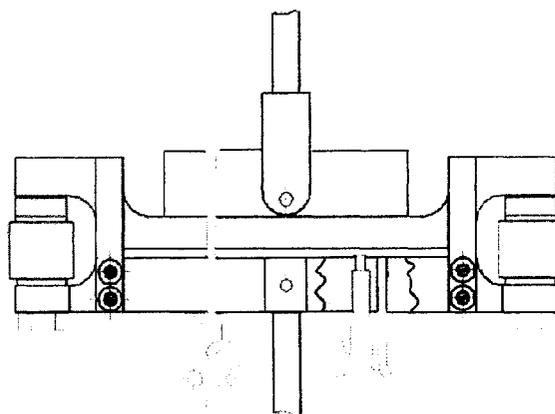


Figure 83 État stable du banc d'essai après un chargement ayant dégradé le sternum

5.3. Méthode

Le but de la série d'essais en laboratoire est de comparer les performances du SDF en AMF avec les fils de suture classique en acier inoxydable. Pour y arriver, on utilise un plan d'expérience qui permet de faire la comparaison dans une variété d'environnements. Les tests seront effectués pour les : (a) différentes densités d'os, (b) différents types de passage et (c) différents types de chargement. Le Tableau XVII présente les différentes modalités utilisées. Les modalités (-1) et (1) représentent une normalisation des valeurs qualitatives et quantitatives des variables d'entrée.

Tableau XVII

Résumé des modalités du plan d'expérience utilisé pour comparer le comportement de deux SDF

Variables	Modalités	
	-1	1
A SDF	Fil d'acier	Tresse de NiTi
B Densité de l'os	0,24 g/cm ³	0,48 g/cm ³
C Passage	Transsternal	Péristernal
D Chargement	Cyclique	Fatigue

Étant donné que trois des quatre variables d'entrée du plan d'expérience sont des modalités qualitatives (A, C et D) plutôt que quantitatives (B), un plan d'expérience à deux modalités est utilisé. Dans ce cas-ci, il n'est pas possible de proposer une valeur modale intermédiaire (0), pour ces variables qualitatives.

Si toutes les combinaisons de modalités sont testées, 2^4 essais différents sont nécessaires. Deux répétitions de l'expérience imposent 48 essais. Pour réduire le nombre d'essais, un plan d'expérimentation factorielle 2^{4-1} est adopté. Ce dernier limite le nombre d'essais à 24.

En diminuant de la sorte le plan d'expérience, la précision de l'analyse se trouve aussi diminuée. En effet, les effets multiplicatifs (effets d'interaction) sont confondus entre eux (Tableau XVIII). Ce qui veut dire que l'effet d'interaction de deux variables d'entrée est confondu avec un autre effet d'interaction. Par exemple : l'effet de l'interaction des variables A et B (la variable d'interaction AB) est confondu avec l'effet de la variable d'interaction CD. On ne peut donc pas connaître l'influence unique de AB sur la variable de sortie.

Tableau XVIII

Effets des variables d'interaction qui sont confondues

Variable d'interaction	Variable d'interaction confondue
AB	CD
AC	BD
AD	BC

Cette perte de précision n'entraîne pas de problème majeur, car on désire montrer l'impact du type de fil sur la variable de sortie qu'est la force résiduelle, dans tous les environnements présents. De plus, les effets les plus intéressants sont les effets principaux et non les effets combinés. Le plan factoriel est tout à fait acceptable, car les inconvénients d'un tel plan sont négligeables en comparaison avec les gains de temps que cette méthode apporte.

Les essais sont faits aléatoirement à l'intérieur d'un bloc de répétitions et les répétitions sont effectuées de façon séquentielle. En effet, l'urgence d'obtenir des résultats rapidement a empêché de faire les essais de façon parfaitement aléatoire. En effectuant les répétitions de façon séquentielle, des résultats préliminaires pouvaient être analysés dès que le premier bloc de répétitions était complété.

5.3.1. Les fils

Les deux SDF utilisés sont les fils d'acier n° 5 non stérilisés de la compagnie *Ethicon* et les tresses en AMF. Aux fins de simplification, une seule géométrie de tresse sera utilisée. La tresse utilisée possède les propriétés suivantes : 24 brins et une avance de 12,7 mm. Cette tresse offre la rigidité la plus importante disponible avec notre équipement de production ainsi que la meilleure finesse de la surface de contact.

De plus, elle est en mesure de supporter, avec un facteur de sécurité d'environ 1,6, une quinte de toux maximale de 250 N par attache, donc 125 N par fil. La figure 84 montre que la force à la rupture minimale atteinte lors des quatre essais de traction d'une telle tresse se trouve légèrement sous la barre des 200 N.

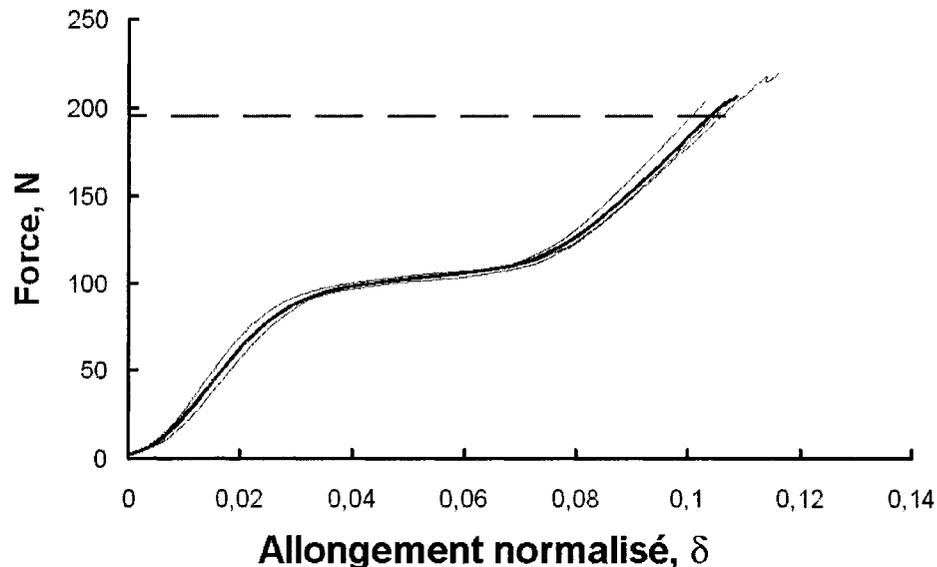


Figure 84 Force maximale à la rupture d'une tresse de NiTi de 24 fils et 12,5 mm d'avance

La figure suivante compare le comportement de la tresse de NiTi au comportement du polyuréthane de 0,24 g/cm³ et 0,48 g/cm³. Pour être en mesure de bénéficier des

avantages des AMF de façon optimale, il faudrait que la précharge se situe juste au dessus de σ_{Mf} , contrainte correspondant au plateau supérieur de la courbe *force-déplacement* (voir la section 3.6). La tresse choisie semble être légèrement trop rigide pour le polyuréthane le moins rigide, car la précharge ne peut être supérieure à 60 N. De plus, elle est franchement trop faible pour le polyuréthane le plus rigide. Il en résulte que pour le polyuréthane le moins rigide seule l'aire de contact influencera les résultats, tandis que pour le polyuréthane le plus rigide, ce sera la réserve de déformation qui influencera la charge résiduelle. Il est à noter que les déformations des deux essais de tractions ne sont pas vraiment comparables et donc que les unités ont été retirées pour l'abscisse. Les déplacements n'apparaissent qu'à titre indicatif.

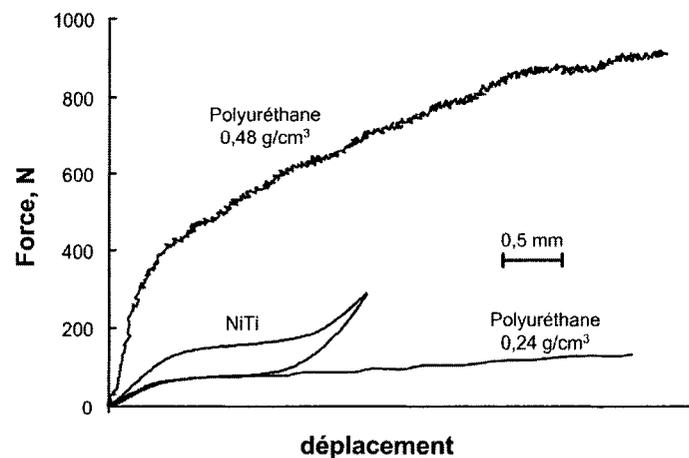


Figure 85 Comparaison des courbes de traction d'une tresse en NiTi de 24 brins et 12,5 mm d'avance et du cisaillement de deux densités de polyuréthane par une plaquette de 0,8 mm d'épaisseur

5.3.2. Densité de l'os et type de passage

Les simulateurs de sternum sont conçus selon quatre modèles différents. Ils sont fabriqués en polyuréthane de deux densités différentes soit : 0,24 et 0,48 g/cm³ et selon deux géométries (figure 86). En a), on retrouve le sternum pour passage transsternal. La

largeur est de 10 mm plutôt que 8 mm pour Hale[41], ce qui permet une plus grande rigidité du bâti. En b), la partie arrondie vise à simuler les bords du sternum pour le passage péristernal.

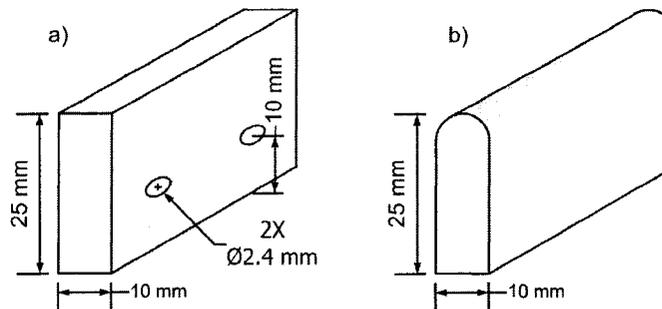


Figure 86 Géométrie des deux sternums en polyuréthane : a) sternum pour passage transsternal et b) pour passage péristernal

5.3.3. Chargement

Deux modes d'essais ont été réalisées : 1) essais par chargement incrémental qui simulent une quinte de toux; 2) essais en fatigue qui simulent une utilisation normale du SDF pendant un certain temps.

De plus, les deux polyuréthanes n'aillant pas la même résistance (les polyuréthanes peu rigide et rigide se détériorent respectivement à 63 N et 400 N), les charges appliquées pour chacun d'eux ne peuvent être identiques. En effet, une charge de 250 N entraîne la rupture du polyuréthane le moins rigide, alors que le plus rigide est à peine altéré. De la même façon, la précharge ne peut pas être la même. Plus la précharge est importante, plus la charge pouvant être exercée sur le sternum avant qu'il y ait ouverture est importante. Donc en appliquant au sternum rigide la précharge maximale permise pour le sternum le moins rigide, le premier se trouve défavorisé parce qu'il va ouvrir environ quatre fois plus tôt qu'à sa précharge maximale. Donc, deux chargements d'intensité différents sont appliqués pour les deux densités de polyuréthane.

5.3.3.1. Chargement incrémental

Pour le chargement incrémental, chaque cycle de chargement simule une quinte de toux. Des cycles de chargements sont appliqués, à partir de 25 N, jusqu'à la limite de la machine de traction (445 N), ou jusqu'à la rupture du modèle de sternum. Les cycles de chargements sont appliqués selon la procédure suivante. La charge maximale est appliquée en cinq secondes puis elle est relâchée à 0 N en cinq secondes (figure 87). La charge est maintenue à 0 N pendant 15 secondes, c'est à ce moment que la charge résiduelle est mesurée. La charge maximale est incrémentée de 25 N à chaque cycle.

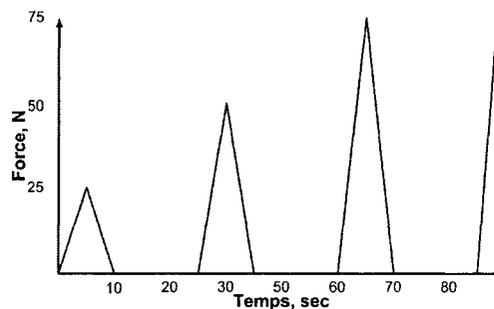


Figure 87 Exemple d'une séquence de chargement statique

5.3.3.2. Chargement en fatigue

Pour le chargement en fatigue, 500 cycles de chargements, appliqués à une fréquence de 0,5 Hertz, sont imposés au modèle. 500 cycles de chargement sont appliqués pour modéliser un grand nombre de perturbations réduites (faible quinte de toux, respiration, etc.). Ce nombre de perturbations dépasse le nombre de perturbations utilisé dans la littérature de façon à rendre l'essai plus conservateur. Les charges maximales appliquées sont respectivement 120 N et 400 N pour les polyuréthanes de basse et haute densité, ce qui correspond aux forces de précharge pour les deux densités. La charge minimale est 0 N. La figure 88 illustre le type de chargement.

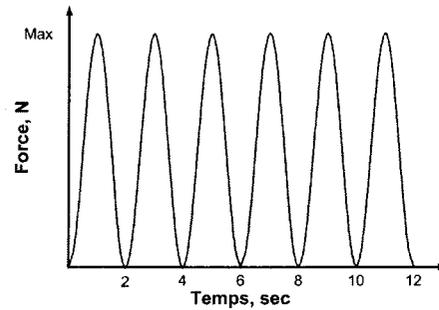


Figure 88 Exemple de chargement en fatigue

5.4. Prise de mesure

5.4.1. Mesure de la charge résiduelle

Pour être en mesure de comparer les comportements des systèmes de fermeture entre eux, peu importe les types de polyuréthane utilisés lors de l'essai, le critère de performance retenu est la charge résiduelle relative. Elle constitue la normalisation de la charge résiduelle par la précharge. Elle est obtenue par la simple division de la charge résiduelle par la précharge. La valeur obtenue se situe alors entre 0 et 1.

Le moment de mesure diffère pour les différentes modalités. Ainsi, la charge résiduelle est prise aux points identifiés sur le Tableau XIX. La charge résiduelle est mesurée comme étant la moyenne des charges, sur les deux cellules de charge, lorsque le chargement extérieur est nul.

Tableau XIX

Points de prise de mesure en fonction de la modalité

Densité	Type de chargement	
	Incrémental	Fatigue
0,24 g/cm ³	Cycle de 150 N	Après le 500 ^e Cycle (de 0 à 120 N)
0,48 g/cm ³	Cycle de 445 N	Après le 500 ^e Cycle (de 0 à 400 N)

5.4.2. Mesure de la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture

Au point d'ouverture du sternum, la charge sur les cellules de charge chute à zéro (figure 82). La charge extérieure pour laquelle il y a ouverture sera donc la charge statique maximale du cycle statique ou le numéro de cycle de l'essai en fatigue où il a ouverture.

5.5. Résultats

5.5.1. Résultats sur la charge résiduelle

Les analyses statistiques sont faites en suivant les mêmes étapes que pour le chapitre sur les tresses section 4.4.4.4. Les cartes de contrôle X et R montrent respectivement que les variables d'entrée influencent de façon significative les résultats et que l'intervariabilité est semblable pour toutes les modalités. Cette dernière analyse indique que le postulat de variabilité similaire en tous points du plan d'essai est valable. Ces résultats sont présentés à l'annexe 3.

L'analyse de plan d'essai est faite à l'aide du module *experimental design* de *Statgraphics*. Le graphique de Pareto montré à la figure 89 indique que trois des facteurs principaux sont significatifs ($p < 0,05$). Seule la densité de l'os n'influence pas la variable de sortie. Ce résultat est étonnant, car intuitivement cette variable semblait avoir

une grande influence. Le fait de travailler avec la charge résiduelle relative a donc annulé cet effet. Le facteur du type de fil est le plus significatif, il a donc une influence certaine sur la réponse. Il est aussi positif; ce qui indique que la tresse a une influence positive sur la charge résiduelle relative.

Les autres facteurs principaux significatifs sont : le type de passage ainsi que le chargement. Bien que ces résultats soient moins importants, il est quand même intéressant de constater que le passage péristernal augmente la charge résiduelle ce qui confirme les résultats obtenus dans la littérature. De plus, un chargement statique important est plus dommageable que 500 chargements au niveau de la précharge.

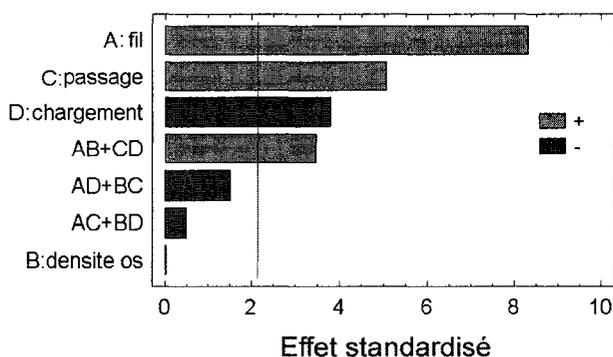


Figure 89 Graphique de Pareto Standardisé pour la charge résiduelle relative

L'analyse de variance pour la charge résiduelle, présentée à l'annexe 6, va dans le même sens que le graphique de Pareto. Une information supplémentaire sur les répétitions indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les différentes répétitions. Les conditions d'expérimentation ont donc été suffisamment stables durant toute la durée des essais. De plus, la valeur de R^2 pour cette analyse est de 89,9 %. Ce qui signifie que près de 90 % des résultats sont expliqués par les données initiales. Le Tableau XX présente les effets de chaque facteur sur la charge résiduelle relative.

Tableau XX

Effet estimé des facteurs sur la charge résiduelle relative

Facteurs	Effet (N/N %)	Erreur (\pm N/N %)
Moyenne	68,300	1,55215
A fil	12,890	3,10429
B densité os	0,3052	3,10429
C passage	7,856	3,10429
D chargement	-5,865	3,10429

Les résultats montrent que la variable du type de fil crée un effet positif de 12,89 % par rapport à la moyenne. Donc entre les fils d'acier (-1) et les tresses (1), il y a une augmentation d'environ 25 % de la charge résiduelle relative.

Les surfaces de réponse de la figure 90 montrent que le facteur *Type de fil* est positif dans toutes les circonstances. Donc la tresse présente un rendement supérieur sous toutes les conditions.

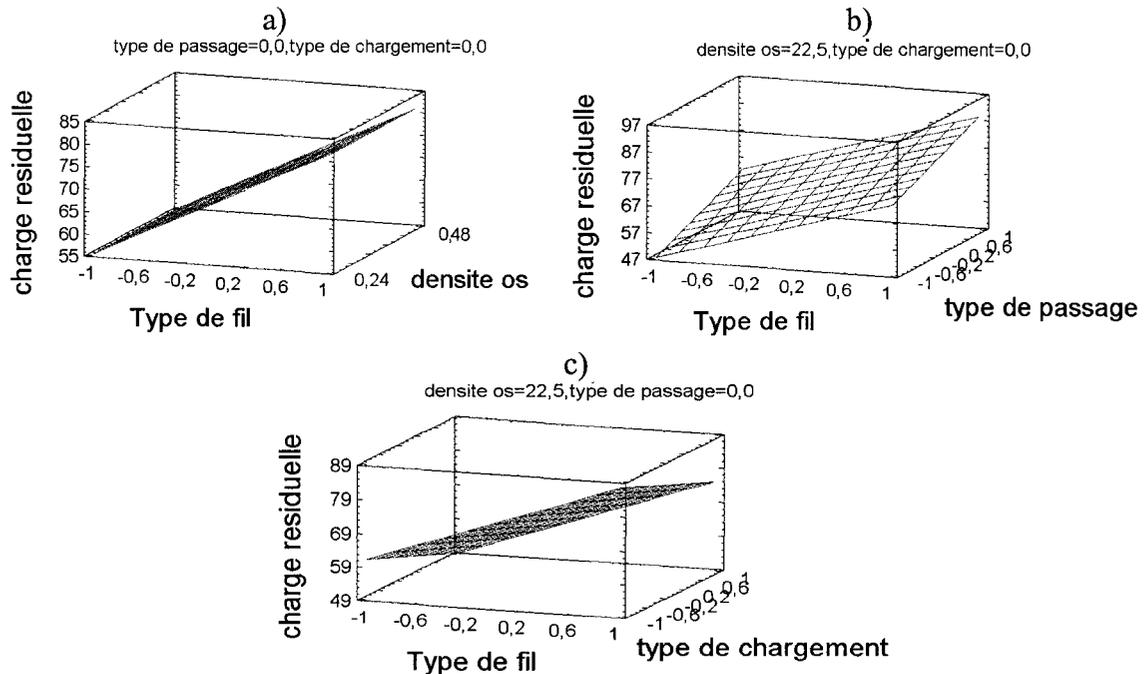


Figure 90 Estimé des surfaces de réponse pour la charge résiduelle relative en fonction des quatre variables d'entrées
 Les trois graphiques sont fonctions du type de fil (-1 : fil d'acier inoxydable n° 5; 1 : tresse de NiTi 24 brins et avance de 12,5 mm). et d'une deuxième variable : a) En fonction de la densité de l'os; b) en fonction du type de passage (-1 : transsternal; 1 péristernal); c) en fonction du type de chargement (-1 : statique; 1 : fatigue)

5.5.2. Résultats sur la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture

La mesure de la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture devrait être mesurée comme étant la force ou le cycle pour lequel la charge sur les cellules de charge devenait nulle. Cependant, comme il est montré à la figure 91, l'échantillon de polyuréthane fléchit durant l'essai. Les extrémités restent donc en contact avec le bâti et la charge ne devient jamais nulle. Une autre technique pour acquérir la force d'ouverture a été implantée, mais sans succès. Elle consistait à installer un ruban relié à un élastique entre le sternum et le bâti. Au moment où le sternum se soulevait, l'élastique entraînait le ruban et on pouvait noter la force. À la longue, il s'est révélé que le ruban était difficile à

installer simultanément avec le système de fermeture et sa position n'était jamais la même, ce qui engendrait de grosses différences entre les résultats d'un même groupe.

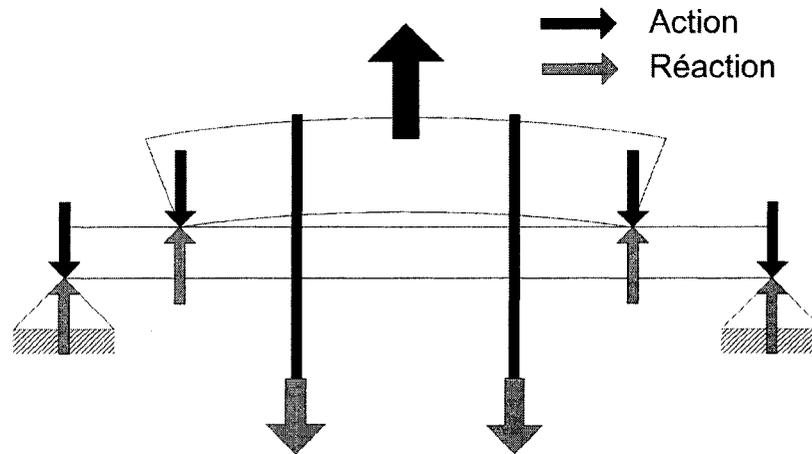


Figure 91 Schéma représentant l'effet de bras de levier survenant lors des essais en laboratoire

Les résultats de cet essai feront l'objet d'une recommandation dans la section 5.6.

5.5.3. Autres résultats

On remarque à la figure 92 que les tresses laissent ouvrir le sternum à une charge extérieure qui dépasse la précharge. La photo montre l'effet d'une charge extérieure de 445 N sur les deux tresses, soit environ 225 N par tresse. Cette ouverture bien qu'elle soit néfaste pour le processus d'ostéogénèse, elle peut aussi être bénéfique parce qu'elle peut réduire la destruction de l'os au contact avec le SDF.

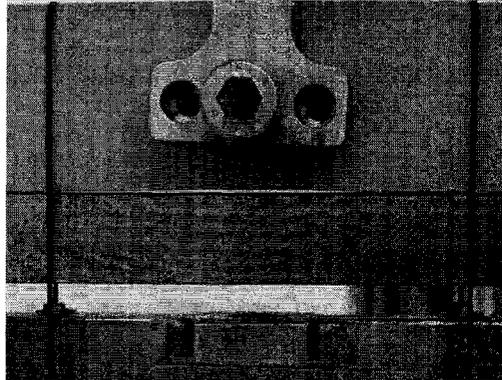


Figure 92 Ouverture du modèle de sternum à une charge de 445 N, le SDF en place est une tresse de NiTi installée sur du polyuréthane de 0.48 g/cm^3 de façon péristernale avec une précharge de 200 N par fil

La figure 93 qui suit montre que l'essai en fatigue est pertinent, on remarque une nette diminution de la charge durant les premiers cycles de l'essai suivi d'une diminution de la pente.

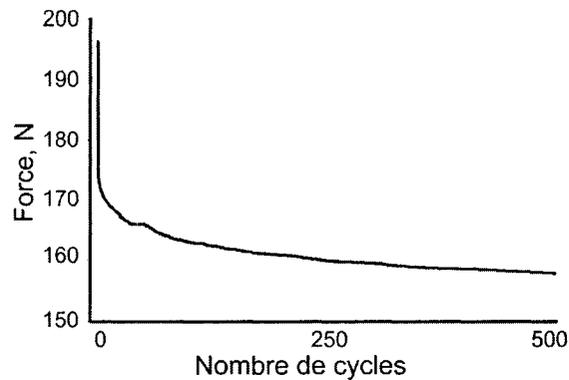


Figure 93 Charge résiduelle en fonction du nombre de cycles pour une charge de 400 N, le SDF en place est une tresse de NiTi installée sur du polyuréthane de $0,48 \text{ g/cm}^3$ de façon péristernale avec une précharge de 200 N par fil

Le graphique permettant de comparer le comportement en fatigue de la figure 93 avec le comportement en fatigue du SDF en acier ne peut être tracé. En effet, le plan d'expérience utilisé ne permet pas de faire les essais pour les deux SDF, dans le même

environnement. Les essais pour un SDF en acier installé sur du polyuréthane de 0.48 g/cm^3 de façon péristernale avec une précharge de 200 N par fil ne sont donc pas effectués.

5.6. Discussion

Les résultats obtenus montrent que la tresse d'AMF a un effet important sur les résultats. En ce qui a trait à la charge résiduelle, la tresse de 24 brins avec une avance de 12,7 mm est supérieure au fil d'acier, quelles que soient les conditions de l'essai (type de chargement, type de sternum, type de passage).

Lors des essais avec le polyuréthane de basse densité, les résultats montrent que l'aire de contact entre le SDF de forme tubulaire tressée et le sternum est beaucoup plus importante que pour un fil plein. Le sternum se détériore donc à des charges plus élevées.

Cependant, le banc d'essai présente certaines lacunes :

1. La charge à laquelle il y a ouverture de sternum n'est pas connue, malgré qu'il ait été prévu de récolter cette donnée au départ. L'ouverture du système devait être connue lorsque les forces mesurées sur les cellules de charges devenaient nulles, mais la déformation de l'échantillon de polyuréthane rend cette mesure impossible. Dans l'éventualité où cette expérience est répétée, il serait primordial de repenser l'attache du sternum en polyuréthane pour la rendre plus rigide et éliminer cet effet de bras de levier.
2. Les attaches applicatrices de précharges sont placées beaucoup plus bas que la jonction (environ 25 mm) entre le sternum et le bâti qui est censé représenter la ligne de symétrie du SDF. Cette différence double la souplesse des SDF, ce qui peut favoriser la tresse en NiTi. Par contre, les avantages ne sont pas annulés pour autant pour les raisons suivantes :

- La tresse possède un plateau de transformation supérieur à la précharge imposée au polyuréthane de $0,24 \text{ g/cm}^3$, l'avantage de la tresse se situe donc uniquement au niveau de son aire de contact plus importante. La longueur de la tresse n'influence pas l'aire de contact, et alors, n'influence pas les résultats.
- La détérioration du polyuréthane de $0,48 \text{ g/cm}^3$ est très faible. Étant donné que la tresse possède une grande réserve de déformation, elle est très peu influencée par la détérioration du polyuréthane. En fait, l'acier risque d'être favorisée de façon plus importante parce que sa faible réserve de déformation est doublée.

Malgré tout, l'écart entre les fils en acier inoxydable et les tresses en NiTi est tel que l'on peut conclure sur un net avantage des tresses en NiTi par rapport aux fils en acier inoxydable.

DISCUSSION GÉNÉRALE

La fermeture du sternum est la réunion de deux parties du sternum pour permettre leur ossification. La fermeture est effectuée à l'aide de liens en tension passant soit transsternalement ou péristernalement. Les fils de suture en acier inoxydable n° 5 sont les liens les plus populaires pour effectuer cette réunion. Le principal facteur de risque de l'utilisation des fils en acier inoxydable est le cisaillement du sternum à la suite d'une surcharge comme celle que peut créer une importante quinte de toux [10].

Comme en fait foi le nombre de publications visant à réduire la fréquence de la rupture du sternum, la recherche de solutions alternatives est encore d'actualité. Bien que le SDF reste en place sur le patient de façon permanente, le système est fonctionnel pendant un bref laps de temps (environ 12 semaines) [3]. À la suite de cette période, l'ossification s'est faite, du moins partiellement, et le SDF n'agit plus. C'est durant cette période d'ostéogénèse que les problèmes liés au cisaillement du sternum et aux infections surviennent le plus fréquemment [3; 33].

Dans le but de réduire les risques de fracture du sternum et d'améliorer la tenue du système, un SDF en AMF sous forme de tube tressé est proposé. La tresse tubulaire prend une forme méplate au contact avec le sternum, ce qui augmente la surface de contact et réduit la contrainte à l'interface entre le sternum et le SDF. L'utilisation d'un matériau superélastique permet de rendre la géométrie tubulaire tressée viable en plus de maintenir la stabilité de la liaison à long terme.

Une recension des écrits sur les modèles couramment utilisés pour simuler la fermeture du sternum permet de développer une méthodologie de validation du nouveau SDF. Différentes techniques de comparaison des SDF sont utilisées afin de trouver celui qui permet la meilleure fixation. Ces techniques se divisent selon trois critères de comparaison : la contrainte de contact ainsi que le comportement du système à court et à long terme.

- La contrainte de contact maximale est calculée à l'aide des modèles mathématiques [11; 42; 52]. Ces modèles utilisent une charge de 250 N [33] qui représente la charge maximale qu'un SDF peut subir lors d'une importante quinte de toux.
- Le comportement à court terme des SDF lors d'un chargement mécanique est évalué soit à l'aide de modèles synthétiques [19; 33; 37; 53; 54], soit à l'aide de modèles biologiques [20; 36; 40]. Les modèles utilisant ce critère montrent généralement que lorsqu'une charge maximale de 250 N est appliquée trois situations d'urgence surviennent : 1) les systèmes de fermeture se rompent, 2) ils se déforment de façon irréversible ou 3) ils amènent la rupture du sternum.
- Le comportement à long terme des SDF est évalué à de faibles charges (pouvant représenter de faibles quintes de toux ou la respiration). Ces charges ne dépassent généralement pas 150 N et le nombre de cycles se situe en deçà de 150 [2; 20; 55]. Dans ce cas-ci, ce sont principalement des modèles biologiques qui sont utilisés et les résultats montrent qu'il y a ouverture de la liaison sternum/sternum au dernier cycle de l'essai.

L'analyse de ces différents modèles apporte deux conclusions :

- Les charges qui mènent à l'ouverture de la liaison sternum/sternum sont faibles et bien en deçà de la charge théorique maximum de 250 N. Étant donné que l'ouverture de la liaison cause la rupture des liens générés entre les deux moitiés du sternum peu importe la distance de l'ouverture, la rigidité du système après l'ouverture devient un paramètre peu intéressant.
- Les modèles mathématiques sont sous-utilisés. Des modèles par éléments finis pourraient aider à la compréhension des phénomènes mécaniques en cause lors de l'ouverture de la liaison. De la même façon, les modèles en polyuréthane pourraient

servir aux tests en fatigue ce qui n'est pas le cas présentement. En effet, ces derniers sont des matériaux élastoplastiques sensibles aux chargements cycliques au même titre que les os.

Deux études différentes sont effectuées dans le cadre de ce projet pour faire la validation du SDF par tresse en AMF. Elles font toutes les deux la comparaison des SDF par tresse avec les SDF par fils d'acier inoxydable n° 5 (une seule boucle perpendiculaire au sternum). La comparaison est faite à l'aide d'un nouveau critère : la charge résiduelle. Ce critère est défini comme étant la charge que le SDF est en mesure de réappliquer sur la liaison sternum/sternum une fois la perturbation extérieure passée. Ce critère permet de vérifier si la liaison est conservée à la suite de la perturbation ou s'il y a eu dégradation du système au point où aucune charge de maintien ne peut être appliquée à nouveau sur la liaison.

La première étude est faite à partir d'un modèle mathématique utilisant les éléments finis. Elle permet de valider l'avantage d'utiliser des AMF pour créer la liaison des deux parties du sternum. Dans ce modèle, le sternum est modélisé par un matériau bilinéaire (matériau élastique pouvant subir du durcissement structural lors de sa détérioration) et homogène. L'aire de contact du SDF n'est pas prise en compte dans la simulation.

Les résultats obtenus avec ce modèle montrent que lors d'un chargement simple suivi d'un déchargement, il est possible d'obtenir une charge résiduelle à l'interface, non nulle, pour des perturbations extérieures 30 % supérieures à celle tolérée par le SDF en acier. Le modèle permet aussi d'estimer que la charge extérieure pour laquelle il y a ouverture de la liaison est comparable à celle d'une fermeture classique par fils.

La deuxième étude utilise un modèle en polyuréthane comme simulateur de l'os du sternum lors d'essais en laboratoire. Les systèmes de fermeture sont comparés pour des passages péristernal et transsternal, deux densités d'os ainsi que deux types de chargement (un essai de charge maximale et un de fatigue simulant de faibles quintes de

toux). Encore une fois, le modèle de sternum en polyuréthane est homogène et ne représente pas la structure interne du sternum. Étant donné que cette analyse est comparative, le modèle est considéré comme étant valide.

Bien qu'une tresse unique en NiTi de 24 brins et de 12,7 mm d'avance soit utilisée pour cette étude, les résultats obtenus montrent que les tresses ont un avantage de 25 % sur les fils d'acier inoxydable par rapport à la charge résiduelle. Cette géométrie de tresse constitue un compromis et elle n'est pas la mieux adaptée à chacune des deux rigidités de sternum de l'expérimentation. Des tresses, optimisées pour les différents sternums (plateau de transformation de la tresse légèrement sous la charge entraînant la détérioration du sternum), permettraient probablement de profiter davantage des propriétés des matériaux superélastiques utilisés.

CONCLUSION

En somme, le présent mémoire avait pour objectif de concevoir un système de fermeture en alliage à mémoire de forme réduisant le taux de rupture du sternum. Le système développé est une tresse tubulaire en AMF utilisant la superélasticité. La géométrie de ce système permet de diminuer de façon considérable la rigidité en flexion du système de fermeture tout en la gardant identique tout autour de son axe, ce qui facilite les manipulations. Cette géométrie permet aussi d'augmenter la surface de contact entre le SDF et le sternum diminuant du même coup les contraintes de surface.

La validation du système de fermeture s'est faite en trois étapes :

1. Un modèle par éléments finis 1D a été conçu. Il simule la fermeture du sternum par analogie avec un système de joint boulonné. Ce modèle a démontré qu'un SDF utilisant les AMF possède une force résiduelle plus grande ou égale à celle d'un fil d'acier standard n° 5. Cela signifie que la force à l'interface entre les deux moitiés de sternum est récupérée en plus grande partie après une surcharge avec un SDF utilisant les AMF. De plus, la rigidité du système suite à l'ouverture et la force extérieure qui cause l'ouverture du sternum sont comparables à celles d'un fil d'acier.
2. Un modèle empirique a été généré pour prédire le comportement des tresses en NiTi à partir des paramètres qui définissent la tresse, soit : le nombre de brins et l'avance par tours de la tresse. Le diamètre intérieur de la tresse est défini à 3 mm. Ce modèle permet de déterminer les paramètres de la tresse qui répondront le mieux aux exigences d'un sternum précis. Ce modèle fonctionne relativement bien même s'il possède une importante marge d'erreur (environ 30 %).
3. Des essais en laboratoire ont été effectués pour comparer le SDF par tresse en NiTi et le fil d'acier inoxydable standard à l'aide d'échantillon simulateur de sternum. Ces

essais ont montré que le système de fermeture en NiTi conserve une charge résiduelle plus importante que celle des fils d'acier, peu importe le type de passage (péristernal ou transsternal), la densité du polyuréthane ($0,24 \text{ g/cm}^3$ ou $0,48 \text{ g/cm}^3$) ou le type de chargement (incrémentale ou fatigue).

Tous les résultats obtenus montrent donc que la tresse en NiTi est supérieure au système de fermeture à fil d'acier inoxydable.

Le système de fermeture par tresse présente toutefois certains désavantages :

1. Il possède un mode de rupture fragile; une surcharge trop importante entraîne le bris du SDF et non une simple plastification. Il serait donc important de bonifier les facteurs de sécurité et de bien évaluer les capacités du système en fatigue.
2. Le système étant fabriqué de matériau superélastique, il n'est pas possible de le torsader ou d'y faire un nœud. Un système d'attache additionnel doit donc être conçu. Un système par sertissage semble avantageux pour la conception d'un tel dispositif. Le système de sertissage pourrait aussi appliquer la précharge.
3. Le principe de la réserve de déformation exige que le chirurgien applique une précharge minimum bien définie. Cette charge peut être ressentie par le chirurgien parce que la rigidité du SDF varie de façon radicale au point où il est intéressant d'appliquer cette précharge. Pour utiliser de façon optimale la réserve de déformation qu'offrent les AMF, les chirurgiens devront utiliser un équipement spécialisé pour appliquer la précharge.

Les prochaines étapes de conception et de validation devront débuter par la conception d'un système d'attaches des tresses sur le sternum. Ces attaches devront être caractérisées et testées sur un banc d'essai approprié pour déterminer l'influence des

attaches sur la résistance du SDF. Une fois le système d'attache défini, une méthodologie d'installation sur le patient doit être établie. Pour terminer les étapes précliniques, des prototypes devront être testés in vivo sur des animaux.

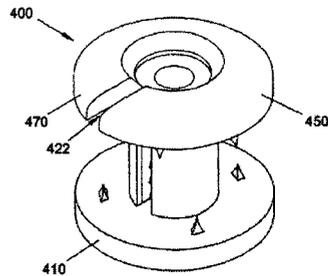
ANNEXE 1

Systemes de fermetures connexes

Systèmes protection du sternum

Exemple

Bibliographie



*

Abboudi, S. Y. (2001). Apparatus and methods for clamping split bone sections. (6,287,307),United States

Cohen, D. J., & Griffin, L. V. (2002). A biomechanical comparison of three sternotomy closure techniques. *The Annal of Thoracic Surgery*, 73, 563-568.

Har-Shai, Y., Ammar, R., & Tormala, P. (2001). Kit for sternum fixation in chest surgery. Technion Research and Development Foundation, Ltd.(6,200,318),United States

Crossett, E. S., Willard, L., & Albuquerque, N. (1980). Apparatus and method for surgically securing bone parts. (4,201,215),United States

*Hochschuler, S. H., & Jones, R. J. (2000). Bone protector and method. Spinal Concepts, Inc.(6,099,527),United States

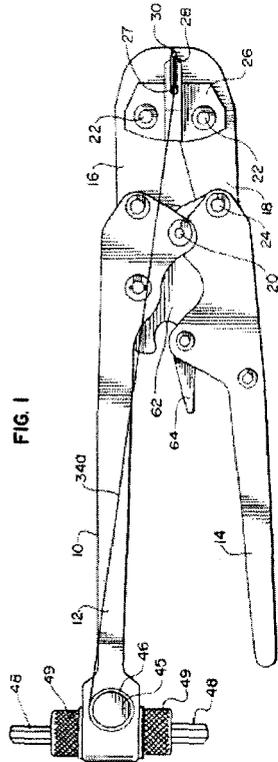
Johnson, G. A., Antaki, J. F., Magovern, J. A., Frushell, M. R., Will, T. D., & Holmes, J. A. (2002). Hard or soft tissue closure. Magovern; James A. (Pittsburgh, PA).(6,485,504),United States

Johnson, G. A., Griffin, W. P., Magovern, J. A., & Kletzli, D. W. (2000). Grommet and method therefor. Cardiac Assist Technologies, Inc.(6,059,818),United States

Méthode d'attache d'un système de fermeture

Exemple

Bibliographie



**

Bas, M., Fernando, M., Rocko, J., Timmes, J. J., & Wolvek, S. (1973). A new method of sternal approximation. *The Annal of Thoracic Surgery*, 15(5), 544 à 546.

Publication de Codman titrée, « *Sof' wire Cable System*, » 6 pp.

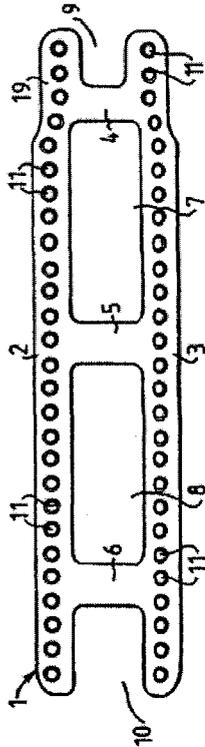
Krysiak, P., Nashef, S. A. M., Smart, J., & Sweeney, S. M. (1994). The modelling of sternal closure after heart surgery. *Engineering systems design and analysis*, 64(4), 57 à 61.

Lemer, J. (2002). Sternum closure device and pincers for mounting staples and approximator brackets. Haifa Surgical Instruments Ltd.(6,368,342),United States

Schultz, R. S., Boger, J. W., & Dunn, H. K. (1985). Strength of stainless steel surgical wire in various fixation modes. *Clinical orthopaedics and related research*, 198, 304-307.

**Songer, M. N., & Korhonen, F. J. (1998). Cable system for bone securance. Pioneer Laboratories, Inc.(5,741,260),

Sutherland, L. A., & Vasocellos, E. (1988). Apparatus and method for surgically securing bone parts. Pfizer Hospital Products Group, Inc.(4,730,615),United States



***Astudillo, L. (1992). Device for closing sternum in heart surgery. (4,201,215),United States

Brown, R. P. (1998). Apparatus and method for surgically securing bone parts. (5,722,976),United States

Chapman, T., & Hogendijk, M. (1998). Sternal closure device and instruments therefor. Corvascular, Inc. (Palo Alto, CA).(6,051,007),United States

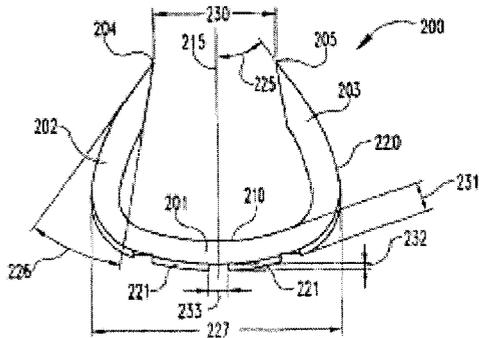
Gabbay, S., Randall, D., & Hills, S. (1989). ASternum closure device. (4,802,477),United States

Miller, I., & S., A. (2003). Method and apparatus for closing a severed sternum. (6,540,769),United States

Système d'agraphe souple

Exemple

Bibliographie



Centofanti, P., La Torre, M., Barbato, L., Verzini, A., Patane, F., & di Summa, M. (2002). Sternal closure using semirigid fixation with thermoreactive clips. *Annals of Thoracic Surgery*, 74(3), 943-945.

Cook, M. S. (2000). Surgical staples with deformation zones of non-uniform cross section. Holobeam, Inc.(6,083,242),United States

****Ogilvie, J., Drewry, T. D., & Sherman, M. C. (2001). Shape memory alloy staple. SDGI Holdings, Inc.(6,325,805),United States

ANNEXE 2

Description des modèles de système de fermeture

Auteurs	Type de modèle	matériaux	chargement	mesure
modèles synthétiques				
Kryslak et al. [37]	Modèle permettant de trouver le couple de torsion idéal pour fixer les fils de suture.	Quarts de rond en bois et en acier	Chargement statique jusqu'à la rupture Chargement en fatigue [30-250] N pour deux fils	Charge à la rupture des fils
Casha et al.[33]	Comparaison entre cinq types de fermetures par fil et par ruban	Deux moitiés de sternum en acier à travers lesquelles les fils passent par des trous	Chargement statique de 10 et 2 mm/min. Chaque essai est répété 10 fois.	Courbe <i>force-déplacement</i> ainsi que la charge à laquelle le fil se défait.
Hale et al.[41]	Bloc de polyuréthane cisailé par un fil d'acier standard n° 5 passant par un trou de 2,4 mm de diamètre à 1cm du bord. Comparaison entre le polyuréthane et un sternum de porc	Polyuréthane de densité : 0,24 g/cm ³ et 0,48 g/cm ³	Chargement statique de 10 et 100 mm/min	Courbes <i>force - déplacement</i> du fil cisillant le sternum
Trumble et al.[39]	Modèle de sternum complet en polyuréthane. Comparaison avec des données obtenues préalablement[35].	Modèle complet de sternum en polyuréthane de 0,32 g/cm ³	Chargement statique par incrément de 20 N jusqu'à une charge de 160 N	Mesure incrémentale de l'écartement des deux moitiés de sternum en fonction de la force. Attente de 10 sec avant la prise de mesure.

Auteurs	Type de modèle	matériaux	chargement	mesure
Cohen et Griffin [56]	Modèle de sternum complet en polyuréthane. Comparaison avec des données obtenues préalablement[35].	Modèle complet de sternum en polyuréthane de 0,32 g/cm ³	Chargement statique de 10 mm/min jusqu'à la rupture (écartement latéral, cisaillement longitudinal et transverse)	Déterminent : la rigidité dans le domaine élastique, les charges et déplacements de plastification et maximums
modèles biologiques				
Casha et al.[2]	Comparaison de 5 systèmes de fermetures	Sternum de mouton	150 cycles de chargement à 100N	Déplacement au chargement maximal au 150 ^e cycle
McGregor [35]	Évaluer le déplacement à la jonction des deux moitiés de sternum ayant lieu lors de chargement divers	Quatre sujets cadavériques humains.	Chargement par incrément de 10N jusqu'à ce qu'un déplacement de 2 mm soit enregistré sur un des quatre capteurs le long du sternum. Les charges sont appliquées de façon latérale, antéropostérieure, rostrau-caudal, ainsi que par augmentation de pression (P) à l'intérieur de la cage thoracique	Mesure de déplacement à chacun des quatre capteurs pour chaque force appliquée
Losanoff et al. [36]	Comparaison entre deux systèmes de fermeture par fil. Peristernal simple et figure en huit	Sternum de porc	Chargement statique jusqu'à la rupture	Courbe force-déplacement, et les charges maximales à la rupture (fil et sternum)

Auteurs	Type de modèle	matériaux	chargement	mesure
Cheng et al. [20]	Comparaison entre quatre types de systèmes de fermeture : Fils n° 5, Ruban de mersilene, ruban d'acier inoxydable et ruban de plastique	Huit sternums complets de sujet cadavérique	100 cycles de chargements pour quatre chargements différents (50, 100, 150, 200 N)	Mesure de déplacement aux 10 ^e et 100 ^e cycles

ANNEXE 3

Caractérisation des AMF

Cette annexe est directement tirée de la maîtrise de Viens, F. (pages 68-75) [49]. Dans cette section, la caractérisation des AMF ayant pour but de définir les courbes de matériaux SMA dans *ANSYS* 8.0 est détaillée.

3.1. Méthodologie de la caractérisation

Dans le cas des AMF, la courbe de contrainte/déformation présente un comportement élastique non linéaire isotrope, une hystérésis prononcée ainsi qu'une grande influence de la température sur les propriétés du matériau. Il est clair qu'un seul essai de traction à température ambiante jusqu'à la rupture ne suffit pas à caractériser suffisamment le matériau.

Le type d'essai effectué dépend de la disponibilité des instruments et des hypothèses de simplification posées pour le modèle. Les instruments de caractérisation doivent servir aussi à la validation du modèle. Pour ce faire, ils doivent être capables de maintenir une charge constante et un déplacement constant lors d'une élévation de température. De plus, comme les propriétés des AMF dépendent beaucoup de la température, il est important de trouver un système qui nous assure un contrôle de la température de l'échantillon à tout moment.

Compte tenu des dernières considérations, il convient d'utiliser une machine de traction à vis développé au LAMSI qui peut être jumelée à un bain thermique qui assure la température de l'échantillon par contact direct avec un liquide. Cette machine de traction offre deux configurations : imposition d'une force constante et contrôle du déplacement. Dans les deux cas, la machine utilise une cellule de force en « S » d'une capacité de 3336 N (Intertechnology Inc. modèle numéro 60001-750) pour évaluer la force de réaction de l'AMF et un capteur de déplacement linéaire de type LVDT (*Linear Variable-Differential Transformer* de la compagnie Trans-Tek type s/n 3115 modèle 0244-0000) pour l'évaluation du déplacement de l'échantillon (voir figure 94). La température est contrôlée par l'utilisation d'un bain thermique de marque Polyscience

(modèle 9710 d'une capacité de 1000 Watts). L'échantillon est monté sur la machine de traction pour être ensuite submergé dans un mélange de 50% eau et 50% d'éthylène glycol contenu dans le bain thermique (figure 95). Cette procédure assure un contrôle de la température de l'échantillon. Les données sont traitées par un programme créé dans le logiciel LABView version 5.1.

La caractérisation proposée ici consiste en plusieurs essais de traction à différentes températures. Les échantillons ont été cyclés préalablement sur la machine *Enduratech ELF 3200* durant 100 cycles afin de bien stabiliser le comportement (voir figure 96).

La déformation est de l'ordre de 6.5% pour toutes les températures. La même déformation a été appliquée lors du cyclage. La distance entre les mors de la machine de traction à vis lors des essais est de 49.5mm sous contrainte nulle et correspond à L_0 de la formule 2-23. Les essais ont été effectués au LAMSI de l'École de technologie supérieure (ÉTS) en janvier 2004.

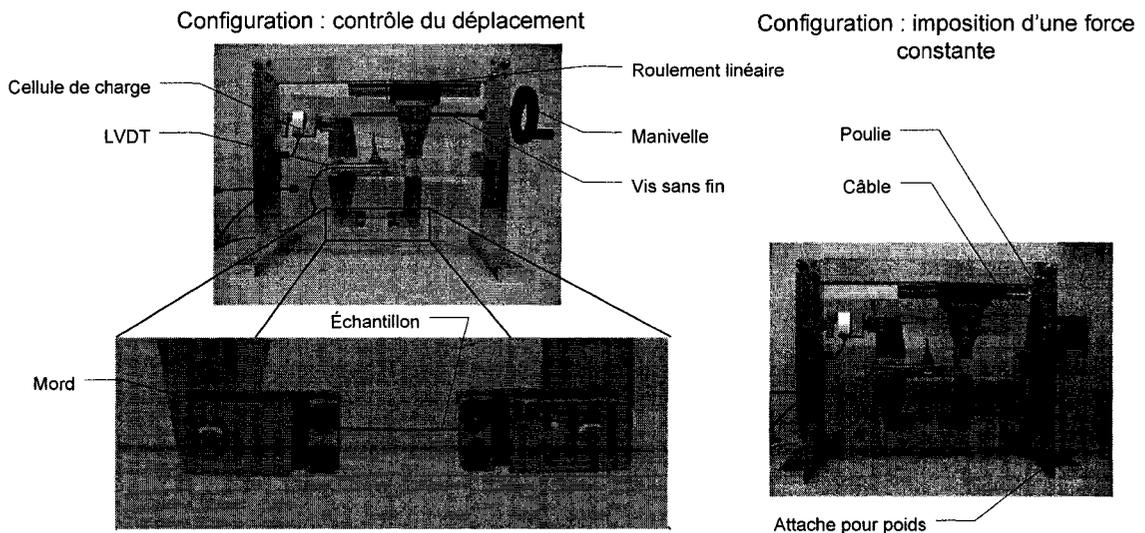


Figure 94 Machine de traction

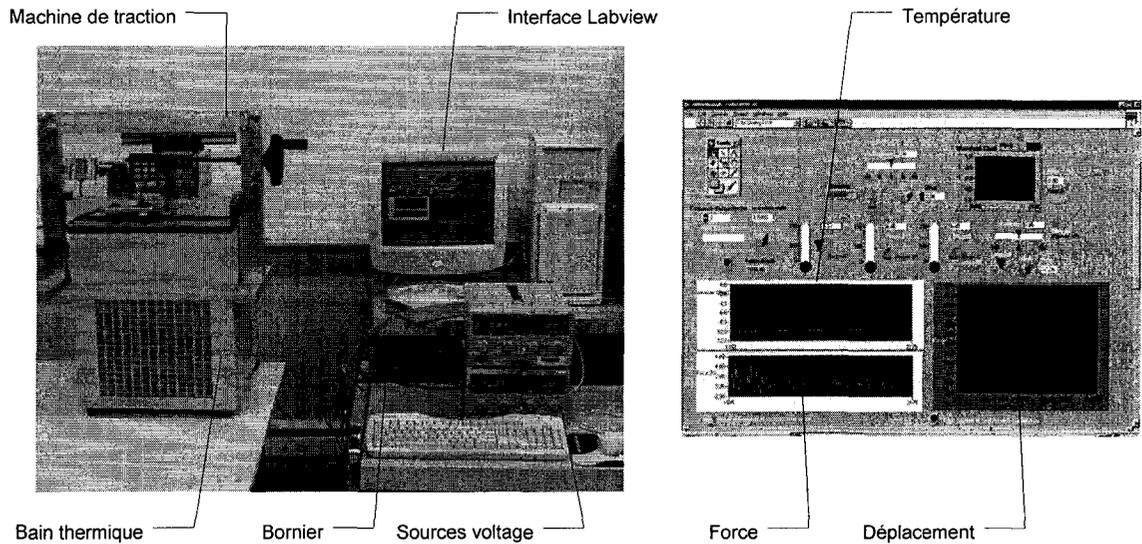


Figure 95 Machine de traction à vis montée sur bain thermique et équipement d'acquisition de données

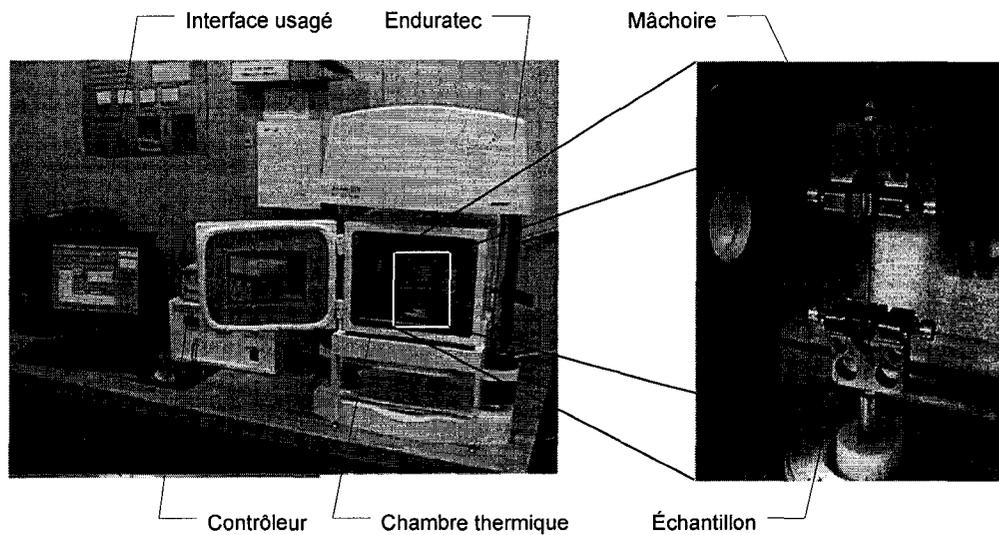


Figure 96 Banc de l'Endurtec

Les courbes contraintes apparentes/déformation réelles sont présentées à la figure 97. Les déformations réelles sont utilisées parce que de grandes déformations sont imposées la plupart du temps dans les applications où interviennent les AMF. Il est possible de

remarquer que plus la température est élevée, plus les contraintes de transformation sont élevées et l'hystérésis mécanique diminue.

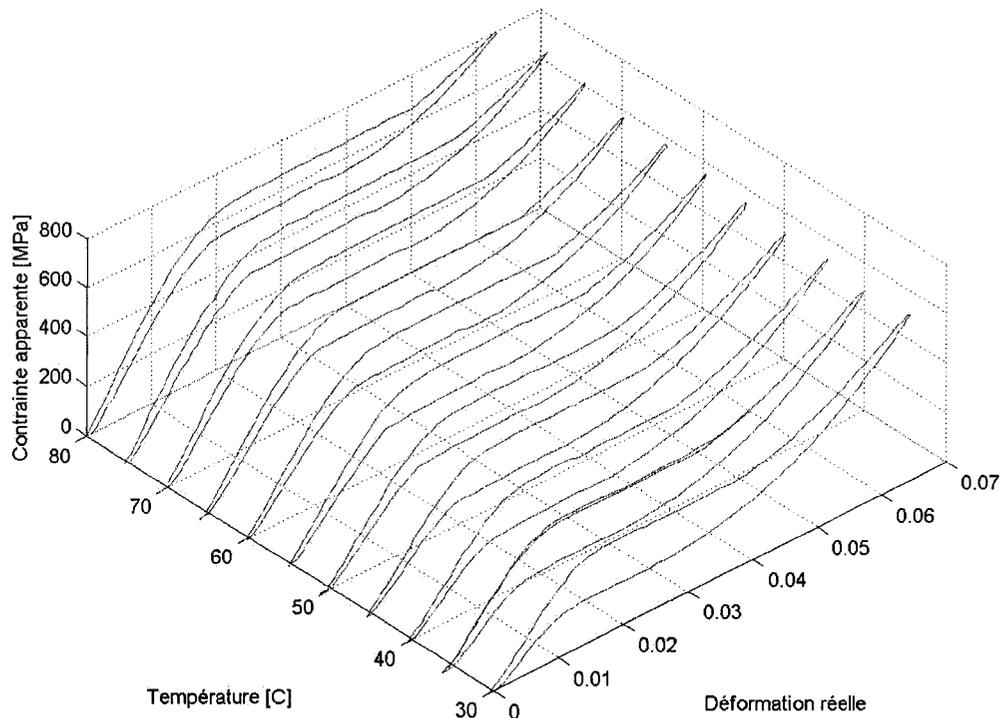


Figure 97 Courbes de contraintes apparentes/déformations réelles du NiTi à différentes températures

3.1.1. Détermination des différents paramètres pour la modélisation

Certaines méthodes utilisent des techniques avancées tel le krigeage pour modéliser les courbes contrainte/déformation/température (Terriault, 1997). Ces techniques reproduisent avec beaucoup de fidélité les courbes expérimentales. Cependant, ces techniques ne sont pas programmées dans la plupart des logiciels d'éléments finis tel *ANSYS*. Donc, il est souvent nécessaire de linéariser les courbes dans le but d'implanter une loi de matériau dans un logiciel. La linéarisation se fait souvent à peu de coûts en ce

qui concerne la précision et avec une grande économie de temps de calcul. Le problème de la méthode de linéarisation est qu'il faut utiliser plusieurs droites pour représenter une courbe complexe.

Dans le cas des AMF SÉ, on utilise la plupart du temps la méthode graphique qui consiste à tirer des tangentes sur les différentes parties des courbes expérimentales. L'utilisation de 4 droites permet dans la plupart des cas d'avoir une représentation acceptable. Les points d'intersection de ces droites correspondent aux différentes contraintes critiques de transformation. La LM SMA de ANSYS 8.0 a besoin des quatre contraintes critiques de transformation (voir figure 98) pour définir le comportement du matériau ainsi qu'un paramètre α^9 qui simule la dépendance de la transformation à la pression. [...]

Le modèle SMA de ANSYS 8.0 affirme que seuls les modules d'élasticité de la martensite et de l'austénite doivent être les mêmes sans aucune contrainte sur les pentes de transformation ou sur la déformation de transformation maximale. Ce dernier point est peu étonnant puisque la LM SMA ne permet pas de cyclage de température et ne peut pas faire face aux problèmes cités pour la LM AMFV 1D lors du cyclage de température. Compte tenu de ces derniers aspects, la détermination des caractéristiques du matériau est effectuée en tenant compte des limitations du modèle AMFV 1D mentionnées précédemment «(Note : C'est-à-dire que les pentes de rigidité de transformation doivent être égales entre elles)». La figure 98 montre les courbes modélisées résultantes par rapport aux courbes expérimentales pour 3 températures différentes. Il est possible d'observer que le module d'élasticité de l'austénite est

⁹ La valeur de 0 est attribuée à ce paramètre dans les simulations subséquentes utilisant le modèle SMA de ANSYS 8.0 afin de représenter un cas simplifié.

convenable pour la température de 55°C, mais est légèrement sous-estimé pour la température de 80°C et surestimé pour la température de 30°C.

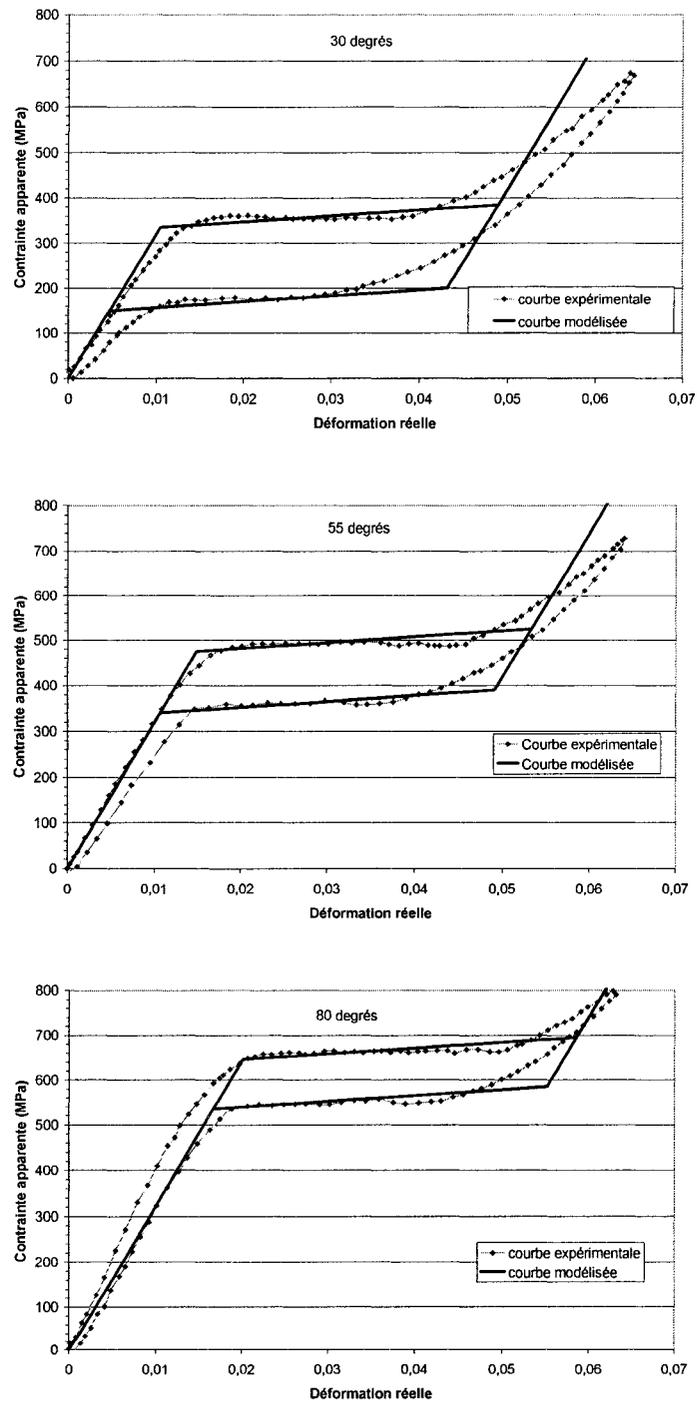


Figure 98 Courbes expérimentales versus courbes modélisées pour différentes températures

Le tableau VI présente un sommaire des contraintes de transformations du matériau SÉ utilisée en fonction de la température. Le module d'élasticité, le module de transformation et la déformation maximale de la zone de transformation sont gardés constants respectivement à 32000 MPa, 1300 MPa et 0.0385.

Tableau XXI

Propriétés idéalisées du Nitinol testé à différentes températures

Paramètre / température [°C]	σ_{Ms} [MPa]	σ_{Mf} [MPa]	σ_{As} [MPa]	σ_{Af} [MPa]
30	335	385	200	150
35	355	405	230	180
40	385	435	280	230
45	405	455	310	260
50	445	495	355	305
55	475	525	390	340
60	505	570	435	370
65	535	600	480	415
70	580	630	520	470
75	610	660	560	510
80	645	695	585	535

La figure 99 présente les différentes courbes correspondantes aux propriétés fournies par le tableau VI.

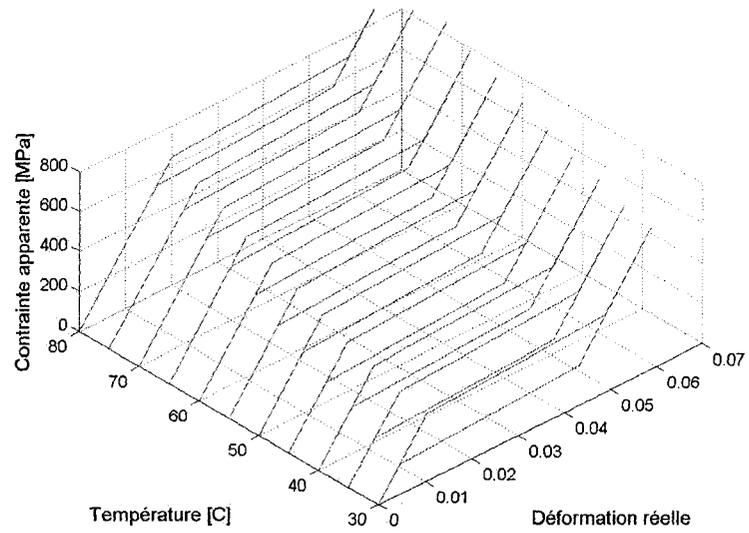


Figure 99 Courbes idéalisées du Nitinol à différentes températures

ANNEXE 4

Fichiers de commande du modèle 1D

4.1. Fichier Vari_Niti

Exécutent la routine ressorts_niti avec plusieurs dimensions de fil de NiTi.
Il donne aussi le nom du fichier de sauvegarde.

/config,nproc,2 !nombre de processeurs travaillant simultanément sur la solution

```
finish                !terminer le module en cours
/clear,NOSTART        !effacer toutes les données
Multi = .4            !multiplicateur de la dimension du fil
TSauve = 'resultats040' !nom du fichier de sauvegarde des résultats
/input,ressorts_niti.txt !nom du fichier contenant le modèle
```

```
finish
/clear,NOSTART
Multi = 0.6
TSauve = 'resultats060'
/input,ressorts_niti.txt
```

```
finish
/clear,NOSTART
Multi = 0.8
TSauve = 'resultats08'
/input,ressorts_niti.txt
```

```
finish
/clear,NOSTART
Multi = 1
TSauve = 'resultats10'
/input,ressorts_niti.txt
```

```
finish
/clear,NOSTART
Multi = 0.12
TSauve = 'resultats12'
/input,ressorts_niti.txt
```



```

c*** définition des éléments
!fil et sternum découpe
ET,1,SOLID185          ! définit l'élément BRIQUE 3D

!sternum compresse
ET,2,LINK10           !définit l'élément LINK10
!*
KEYOPT,2,2,0          !pas de variation de section
KEYOPT,2,3,1          !compression seulement

!sternum découpé
ET,3,LINK8            !définit le LINK8

c*** définition des matériaux

c*** definition de la partie qui est coupee
MP,EX,1,5000          !définition du module d'Young
MP,PRXY,1,0           !module de Poisson
TB,BISO,1,1,2,        !définition du type de matériau
TBTEMP,30             !température à laquelle est défini le matériau
TBDATA,,400,750,,,,  !valeurs de contrainte critique ainsi que de Etang

c*** definition du fil de NiTi
!*****
MP,EX,2,multi* 32000
MP,NUXY,2,0.47
TB,SMA,2,1
TBTEMP,30
TBDATA,1,multi*335,multi*385,multi*200,multi*150,0.03385,0
!*****

c*** definition du sternum
Mp,EX,3,50000
Mp,PRXY,3,0
!TB,BISO,3,1,2,
!TBTEMP,30
!TBDATA,,63,556,,,,

c*** definition des real const

!fil
R,1,1,,               !constante réel définissant une aire de 1mm pour les link

```

```

!*

!sternum coupe
r,2,1,,

!sternum
R,3,1, ,

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!                               géométrie                               !
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!element du fil (élément solide 3D d'une longueur de Lfil et de 1 mm2 d'aire de section)
n,1,-0.5,-Lfil + EpaiSter,-0.5
n,2, 0.5,-Lfil + EpaiSter,-0.5
n,3, 0.5,-Lfil + EpaiSter, 0.5
n,4,-0.5,-Lfil + EpaiSter, 0.5

n,5,-0.5, EpaiSter,-0.5
n,6, 0.5, EpaiSter,-0.5
n,7, 0.5, EpaiSter, 0.5
n,8,-0.5, EpaiSter, 0.5

!elements du stenum
n,101,5,0,0
n,102,5,EpaiSter-EpaiCoup,0
n,103,5,EpaiSter ,0

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!                               Éléments                               !
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

!génération d'un element de type 1, de matériau 2, avec les realconstants 1 pour les
!nœuds 1,2,3,4,5,6,7,8
!fil
type,1
mat,2
real,1

en,1,1,2,3,4,5,6,7,8

!génération d'un élément de type 3, de matériau 1, avec les realconstants 2 pour les
!nœuds 102 et 103

```

```
!sternum découpé
type,3
mat,1
real,2
```

```
en,2,102,103
```

```
!génération d'un élément de type 2, de matériau 3, avec les realconstants 3 pour les
!nœuds 101 et 102
!sternum découpé
type,2
mat,3
real,3
```

```
en,3,101,102
```

```
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!           génération des groupes           !
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
```

```
!génération d'un groupe regroupant les nœuds à l'intersection du sternum
nsls,s,all,1           ! sélectionner tout les noeuds
nsls,s,loc,y,-Lfil + EpaiSter ! sélectionner les noeuds de la base du fil
nsls,u,loc,x,5         ! resélectionner les nœuds dans le plan x = 5
cm, Base, Node        ! nommer les nœuds sélectionnés base
```

```
nsls,s,loc,y,EpaiSter ! sélectionner tout les nœud à l'interface sternum/SDF
cm, Top, Node         ! nommer tout ses nœuds Top
```

```
alls                 !resselctionner tout les noeuds
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!           conditions frontières           !
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
```

```
d,101,all,0          !bloque le noeud côté jonction des sternums
```

```
d,1,uz,0             !bloquer les degrés de liberté inutiles
d,1,ux,0
```

```
d,103,uz,0          !bloquer les degrés de liberté inutiles
d,103,ux,0
```

```
d,5,uz,0            !bloquer les degrés de liberté inutiles
```

d,5,ux,0

cp,1,uy,Top !fixer les degrés de liberté du fil et du sternum

cp,2,uy,Base !fixer le déplacement des noeuds de la base

BFUNIF,TEMP,Timp !imposer une température uniforme de Timp

/INPUT,ChargeSequ,TXT !charger le fichier ChargeSequ.txt

4.3. Fichier ChargeSequ

Servant au chargement séquentiel

Ce fichier est appelé par : ressort_Niti

Ce fichier crée des fichiers résultats comprenant pour chaque charge extérieure, la charge appliquée, la charge résiduelle, la déformation plastique du sternum, la déformation maximale du file,

FINISH

/solu

Lim_InF = 0 !chargement minimal en Newton

Lim_Sup = 600 !chargement maximal en Newton

Nb_Div = 30 !nombre de division

c*** Definition de la table de resultats

*DIM,Resultat,ARRAY,Nb_Div+1,5,1 !force de perturbation - force residuel –
!plastification stern - ouverture - def fil

c*** Étirement initiale controle par force

f,1,fy,-pcharge !application de la précharge

ANTYPE,STATIC,New !nouvelle analyse

NLGEOM,1 !non-linéarité géométrique

!paramètre de solution

NSUBST,500,10000,100 !

OUTRES,ALL,last

TIME,1

SOLVE

Depl_fil = uy(1) !enregistrer le déplacement du fil lors de la précharge

parsav,all !sauvegarde des paramètres pour usages ultérieurs

/post1

/solu

c*** Étirement initial contrôle par déplacement

parres !lecture des paramètres sauvegarde

fdele,1,all

d,1,uy,Depl_fil

RESCONTROL,DEFINE,1 !Enregistrer un fichier de redémarrage pour la première
!étape.

ANTYPE,STATIC,new

NLGEOM,1

NROPT,FULL

NSUBST,100,1000,75

OUTRES,ALL,ALL

TIME,1

SOLVE

SAVE

c*** Boucle de chargement séquentiel

No_Charg = 1 !compteur

*DO,No_Charg,0,Nb_Div

parsav,all !sauvegarde des paramètres pour usages ultérieurs

ANTYPE,,REST,1,,CONTINUE !Charger les résultat de l'étape 1

parres

!chargement du sternum (quinte de toux)

NSUBST,100,1000,50

OUTRES,ALL,ALL

TIME,2

Force = (Lim_Sup-Lim_InF)*(No_Charg/Nb_Div)+Lim_InF

f,102,fy,Force

SOLVE

!déchargement du sternum (quinte de toux)

```

NSUBST,500,1000,100
OUTRES,ALL,ALL
TIME,3
f,102,fy,0

```

```
SOLVE
```

```

finish
/post1
set,2

```

```

esel,s,elem,,1          !sélection de l'élément 3d

ETABLE,ELAFILMA,EPEL,Y  !acquisition de la déformation axiale élastique du fil
ETABLE,PLAFILMA,EPPL,Y ! acquisition de la déformation axial plastique du fil

*get,VELAFIL,ELAFILMA,1 !Lecture de la table de déformation élastique
*get,VPLAFIL,PLAFILMA,1 !Lecture de la table de déformation plastique

esel,inve              !sélection des éléments 1D

!ETABLE,Ouvert,CONT,STAT !vérification de l'ouverture du sternum

ETABLE,STE,LEPPL,1     !acquisition de la déformation plastique du Sternum

*get,VPLASTE,STE,2     !lecture de la table de déformation plastique 1D
*get,VOUVERT,NODE,101,RF,FY

set,3
*get,FRESI,NODE,101,RF,FY
alls

```

```

!ramplir le tableau de résultats
Resultat(No_Charg+1,1) = FORCE
Resultat(No_Charg+1,2) = FRESI
Resultat(No_Charg+1,3) = VPLASTE
Resultat(No_Charg+1,4) = VOUVERT

```

```
Resultat(No_Charg+1,5) = VELAFIL+VPLAFIL
```

```
finish  
/solu
```

```
*ENDDO
```

```
*c fopen,TSauve.txt
```

```
*vwrite,SEQU,Resultat(1,1),Resultat(1,2),Resultat(1,3),Resultat(1,4),Resultat(1,5)  
(F3.0,'; 'F5.1,'; 'F4.1,'; 'F10.8,'; 'F5.1,'; 'F9.8)
```

```
*cfclos
```

ANNEXE 5

Analyses statistiques sur les variables de la fonction multiplicative

5.1. Cartes de contrôle

Les cartes de contrôle servent à vérifier que les variables d'entrées ont une influence sur les variables de sortie et que l'intervariabilité est constante d'une variable à l'autre.

5.2. Cartes pour μ

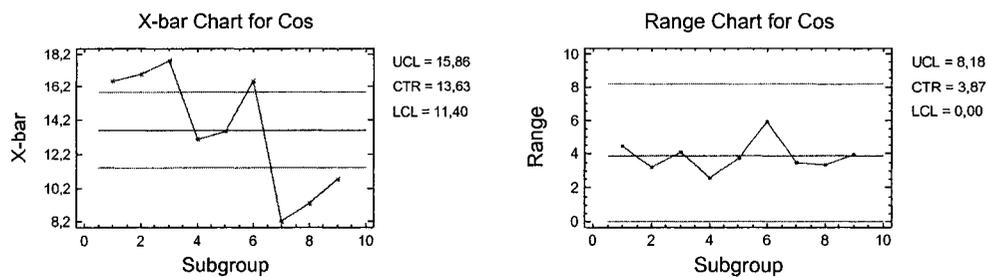


Figure 100 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie μ de l'équation empirique

La carte X montre bien que les modalités ont une influence sur les résultats 7 sur 9 modalités sont à l'extérieur des limites de contrôle. La carte R indique que L'intervariabilité est bien contrôlée pour toutes les modalités.

5.2.1. Cartes pour η

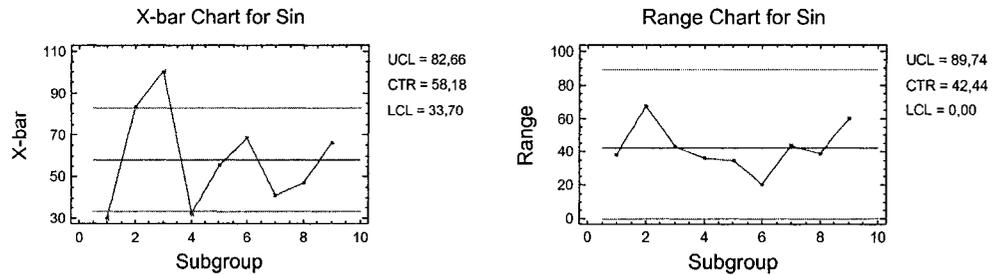


Figure 101 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie η de l'équation empirique

La carte X montre bien que les modalités ont une influence sur les résultats 4 sur 9 modalités sont à l'extérieur des limites de contrôle. La carte R indique que L'intervariabilité est bien contrôlée pour toutes les modalités.

5.2.2. Cartes pour α

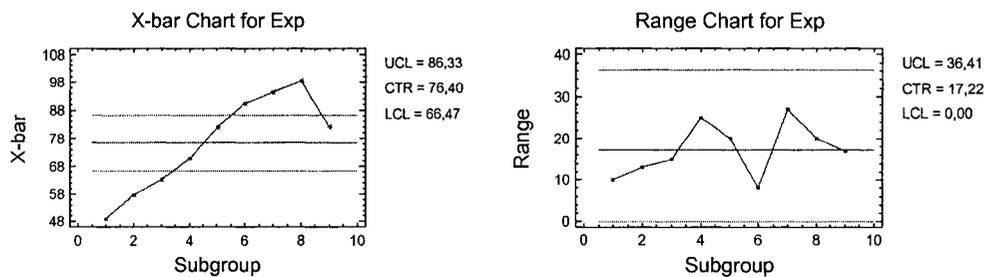


Figure 102 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie α de l'équation empirique

La carte X montre bien que les modalités ont une influence sur les résultats 4 sur 9 modalités sont à l'extérieur des limites de contrôle. La carte R indique que L'intervariabilité est bien contrôlée pour toutes les modalités.

5.2.3. Cartes pour β

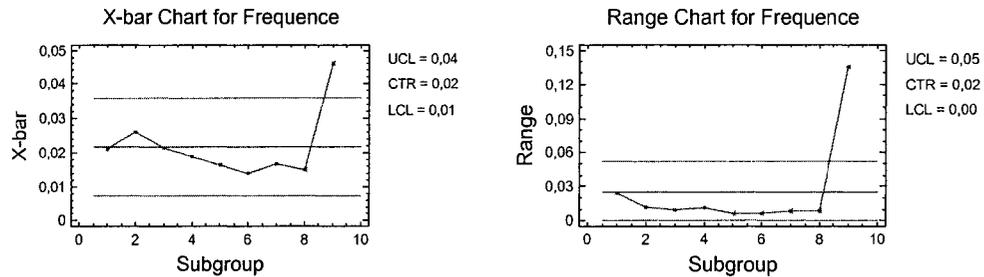


Figure 103 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie β de l'équation empirique

La carte X et la Carte R montrent qu'il y a des problèmes avec les données pour cette variable. Seul un point est à l'extérieur des limites de contrôle pour la carte X. Ce qui signifie qu'il n'y a pas de différence significative entre les modalités sur la réponse. De plus, le même point est à l'extérieur des lignes de contrôle pour la carte R donc ce point présente une intervariabilité excessive.

5.2.4. Carte pour E

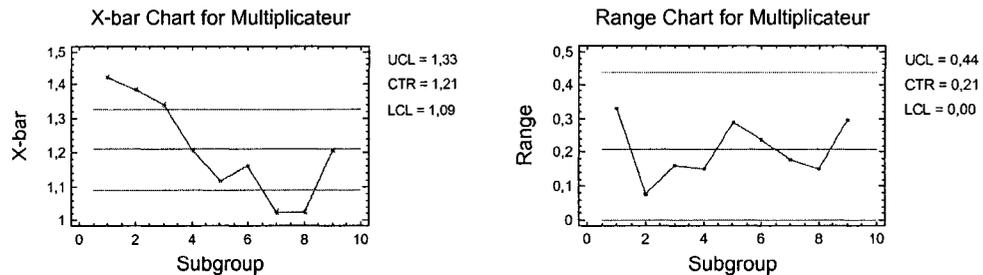


Figure 104 Cartes de contrôle pour la valeur de sortie E de l'équation empirique

La carte X montre bien que les modalités ont une influence sur les résultats sur 9 modalités sont à l'extérieur des limites de contrôle. La carte R indique que l'intervariabilité est bien contrôlée pour toutes les modalités.

5.3. Vérification que les résultats sont significatifs

5.3.1. Signification de μ

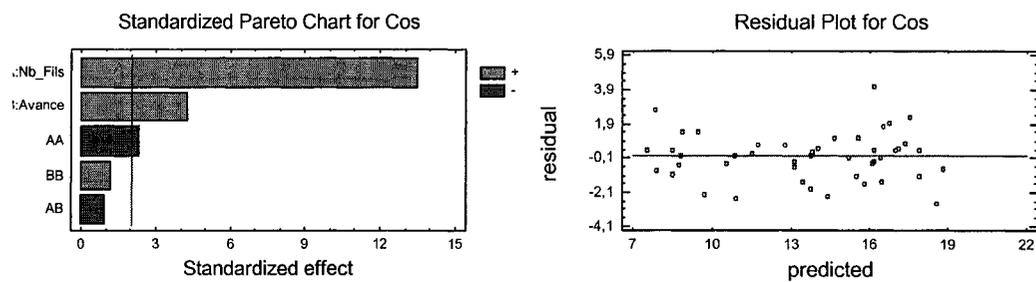


Figure 105 Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable μ

Le graphique de Pareto indique que les variables nombre de fils avance et nombre de fils au second degré sont significatifs. Le graphique de valeurs résiduelles montre que les valeurs expérimentales sont bien réparties autour de la surface de réponse, ce qui suppose une bonne modélisation.

5.3.2. Signification de η

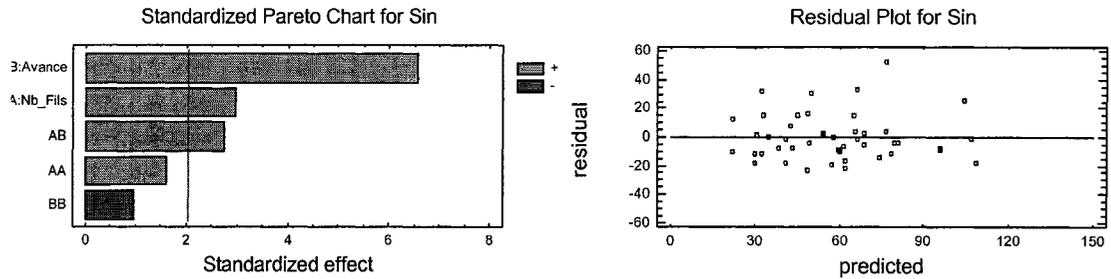


Figure 106 Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable η

Le graphique de Pareto indique que les variables nombre de fils avance, la variable d'interaction entre nombre de fils et avance ainsi que nombre de fils au second degré sont significatifs. Le graphique de valeurs résiduelles montre que les valeurs expérimentales sont bien réparties autour de la surface de réponse, ce qui suppose une bonne modélisation.

5.3.3. Signification de α

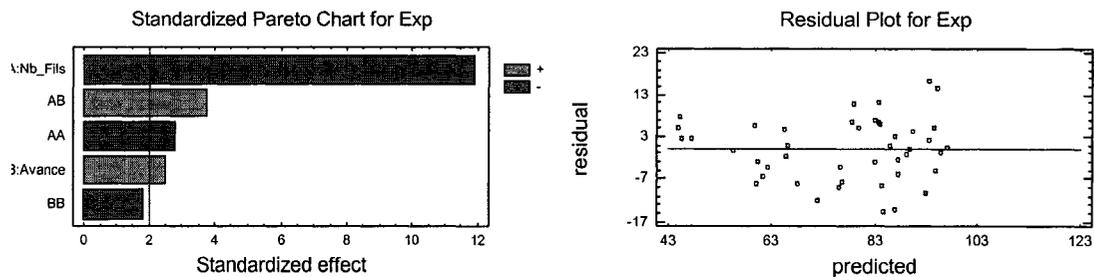


Figure 107 Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable α

Le graphique de Pareto indique que les variables nombre de fils, l'avance, l'interaction entre nombre de fils et l'avance ainsi que nombre de fils au second degré sont

significatifs. Le graphique de valeurs résiduelles montre que les valeurs expérimentales sont bien réparties autour de la surface de réponse, ce qui suppose une bonne modélisation.

5.3.4. Signification de β

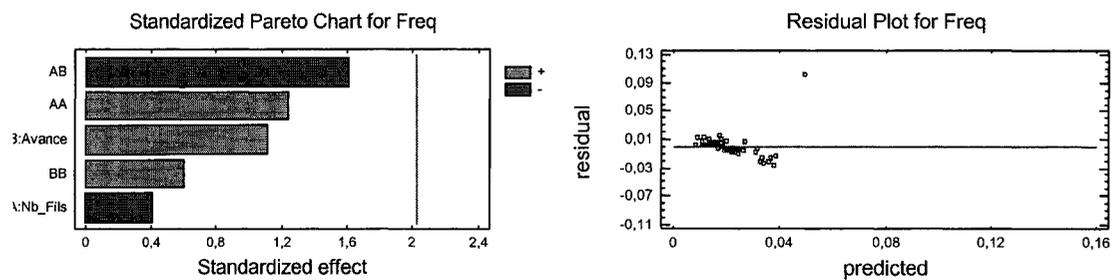


Figure 108 Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable β

Le graphique de Pareto montre qu'il n'y a pas de variable d'entrée qui ont un effet significatif sur la variable de sortie. De plus, les résultats ne sont pas uniformément répartis autour de la surface de réponse. On note un résultat qui diverge fortement des autres en plus d'un alignement des valeurs résiduelles selon une droite. Le modèle obtenu avec ces résultats n'est pas valide.

5.3.5. Signification de E

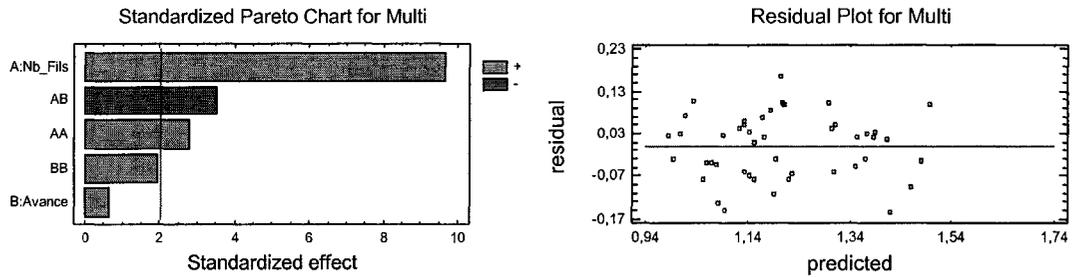


Figure 109 Graphique de Pareto et de valeurs résiduelles pour la variable E

Le graphique de Pareto indique que les variables : nombre de fils, l'interaction entre nombre de fils et l'avance ainsi que nombre de fils au second degré sont significatives. Le graphique de valeurs résiduelles montre que les valeurs expérimentales sont bien réparties autour de la surface de réponse, ce qui suppose une bonne modélisation.

5.4. Surfaces de réponses

Les figures suivantes donnent les surfaces de réponse pour toutes les variables de la fonction de multiplication ainsi que celle pour la fonction d'étirement.

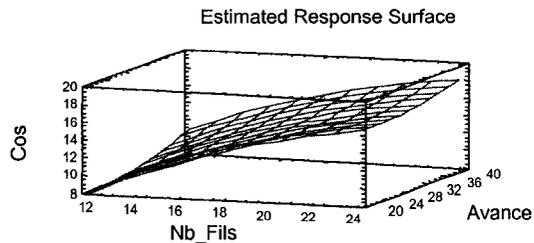


Figure 110 Surface de réponse pour la variable μ

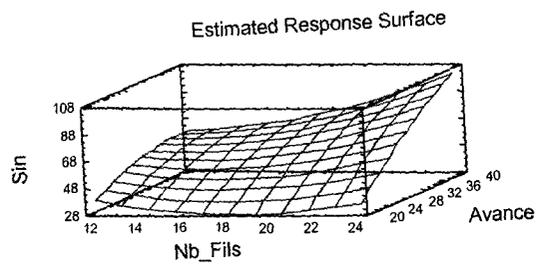


Figure 111 Surface de réponse pour la variable η

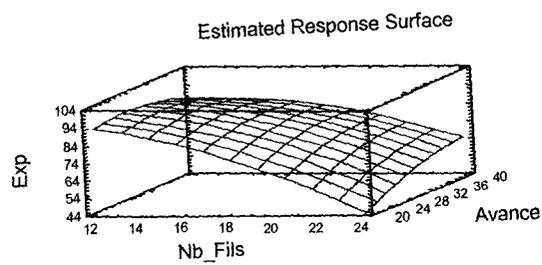


Figure 112 Surface de réponse pour la variable α

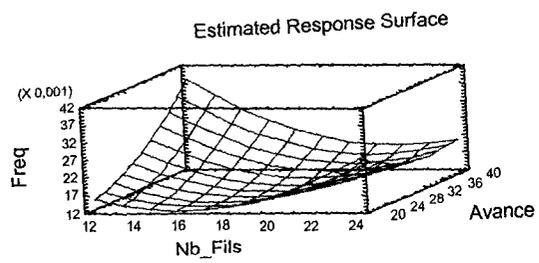


Figure 113 Surface de réponse pour la variable β

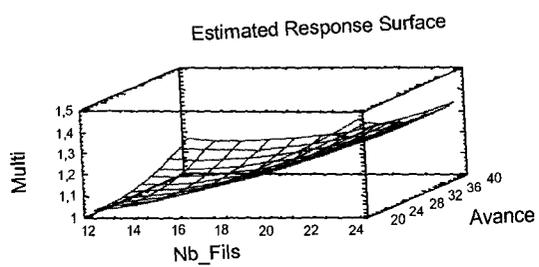


Figure 114 Surface de réponse pour la variable E

ANNEXE 6

Analyses statistiques pour le plan d'essai du modèle en laboratoire

La figure 115 montre que les facteurs ont de l'influence sur la réponse et que la variabilité entre les essais pour une même modalité est constante d'une modalité à l'autre.

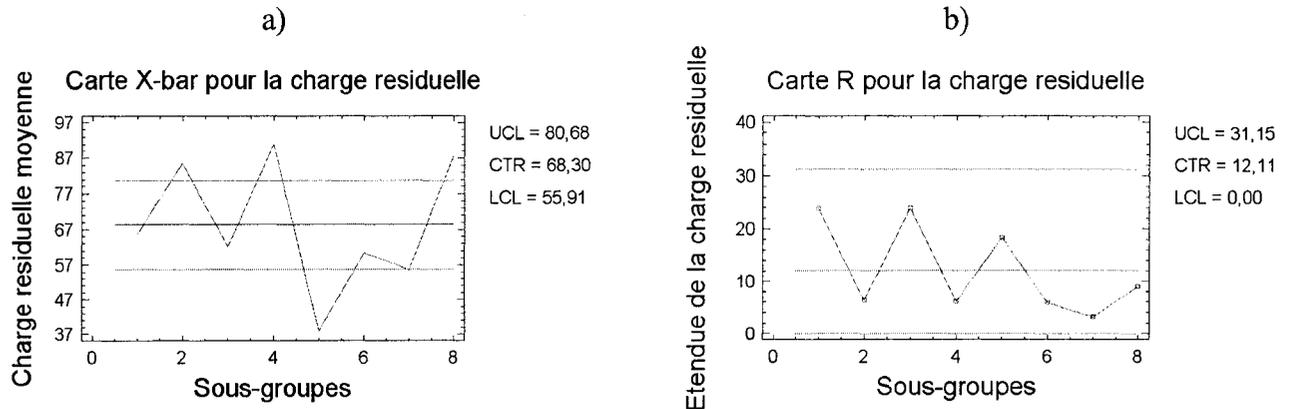


Figure 115 Cartes de contrôle; a) carte de variabilité entre les modalités b) carte de variabilité inter modalité

Le tableau suivant présente l'analyse de variance pour la charge résiduelle. On peut voir par la comparaison de Carrés moyens que le fil est de loin le paramètre le plus significatif. Un autre paramètre intéressant est le facteur bocks qui représente la différence entre les répétitions. Ce facteur étant très peu significatif, les conditions d'expérimentation sont considérées comme étant stables.

Tableau XXII

Analyse de variance pour la charge résiduelle

Facteurs		Somme des carrés	Degrés de liberté	Carrés moyens	F	P
A	fil	3988,17	1	3988,17	68,98	0,0000
B	Densité os	0,0322667	1	0,0322667	0,00	0,9815
C	passage	1481,14	1	1481,14	25,62	0,0002
D	chargement	825,557	1	825,557	14,28	0,0020
	AB+CD	691,656	1	691,656	11,96	0,0038
	AC+BD	13,6504	1	13,6504	0,24	0,6346
	AD+BC	132,54	1	132,54	2,29	0,1523
Blocks (repetitions)		103,12	2	51,5598	0,89	0,4320
Total error		809,477	14	57,8198		
Total (corr.)		8045,34	23			

Le graphique des résidus de la figure 116 montre que l'erreur est symétrique autour de surface de réponse. Ce résultat indique qu'il n'y a pas eu d'erreur flagrante lors de l'expérimentation.

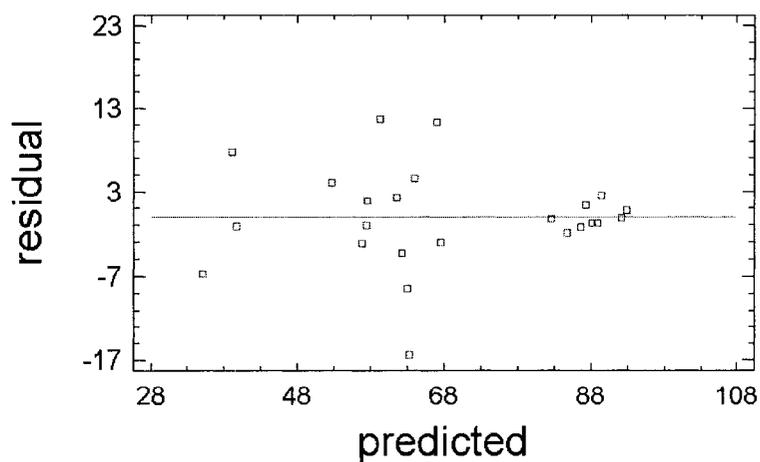


Figure 116 Graphique des résidus pour la charge résiduelle

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Inconue. (2003). *Heart disease and stroke statistics-2004*. Dallas: American Heart association.
- [2] Casha, A. R., Gauci, M., Yang, L., Saleh, M., Kay, P. H., & Cooper, G. J. (2001). Fatigue testing median sternotomy closures. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 19, 249 à 253.
- [3] Bitkover, C. Y., Cederlund, K., Åberg, B., & Vaage, J. (1999). Computed tomography of the sternum and mediastinum after median sternotomy. *The Annals of Thoracic Surgery*, 68(3), 858-853.
- [4] Inconue. (2002). *Glossary Version6*. Retrieved 31 Juillet, 2004, from <http://www.gmedmedia.com/glossv6/pages/031sternotomy.htm>
- [5] Gray, H., & Lewis, W. H. (1918, 2000). *Anatomy of the Human Body*. Retrieved 2, juillet, 2004, from www.bartleby.com
- [6] Eggers, G. W. N., Shindler, T. O., & Pomerat, C. M. (1949). The influence of the contact-compression factor on osteogenesis in surgical fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 31-A(4), 693 à 716.
- [7] Kapandji, I. A. (1982). Le rachis dorsal et la respiration. In L. M. S.A. (Ed.), *Physiologie Articulaires: Schmas commentés de mécanique humaine* (5 ed., Vol. 3). Paris.
- [8] Milton, H. (1987). Mediastinal surgery. *Lancet*, 1, 872-875.
- [9] Losanoff, J. E., Collier, A. D., Wagner-Mann, C. C., Richman, B. W., Huff, H., Hsieh, F.-h., et al. (2004). Biomechanical comparison of median sternotomy closures. *The Annals of Thoracic Surgery*, 77(1), 203-209.
- [10] Robicsek, F., Daugherty, H. K., & Cook, J. W. (1976). The prevention and treatment of sternum separation following open-heart surgery. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 267-268.
- [11] Casha, A. R., Gauci, M., Yang, L., H., K. P., & Cooper, G. J. (2001). Reply to Jutley et al. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 20(5), 1072-1073.

- [12] Murray, K. D., & Pasque, M. K. (1997). Routine sternal closure using six overlapping figure-of-8 wires. *Annals of Thoracic Surgery*, 64(6), 1852-1854.
- [13] Di Marco, R. F., Lee, M. W., Bekoe, S., Grant, K. J., Woelfel, G. F., & Pelligrini, R. V. (1989). Interlocking figure-of-8 closure of the sternum. *The Annals of Thoracic Surgery*, 47, 927-929.
- [14] Losanoff, J. E., Jones, J. W., & Richman, B. W. (2002). Primary closure of median sternotomy: techniques and principles. *Cardiovascular Surgery*, 10(2), 102-110.
- [15] Sirivella, S., Zikria, E. A., Ford, W. B., Samadani, S. R., Miller, W. H., & Sullivan, M. E. (1987). Improved technique for closure of median sternotomy incision. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 94, 591-594.
- [16] Soroff, H. S., Hartman, A. R., Pak, E., Sasvary, D. H., & Pollak, S. B. (1996). Improved sternal closure using steel bands : Early experience with three-year follow-up. *The Annals of Thoracic Surgery*, 61, 1172-1176.
- [17] Combes, J. M., Carrie, J. M., Soula, P., Tricoire, J. L., & Cerene, A. (1993). Fermeture des sternotomies à l'aide des agrafes de Cotrel. *The Annals of Thoracic Surgery*, 47(No. 2), 179-183.
- [18] Johnson, G., Miller, M. D., & Naifeh, J. (1988). Repair of sternal dehiscence using a Harrington compression system. *The Annals of Thoracic Surgery*, 45, 684-685.
- [19] Negri, A., Manfredi, J., Terrini, A., Rodella, G., Bisleri, G., El Quarra, S., et al. (2002). Prospective evaluation of a new sternal closure method with thermoreactive clips. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 22(4), 571-575.
- [20] Cheng, W., Cameron, D. E., Warden, K. E., Fonger, J. D., & Gott, V. L. (1993). Biomechanical study of sternal closure techniques. *The Annals of Thoracic Surgery*, 55, 737-740.
- [21] Centofanti, P., La Torre, M., Barbato, L., Verzini, A., Patane, F., & di Summa, M. (2002). Sternal closure using semirigid fixation with thermoreactive clips. *Annals of Thoracic Surgery*, 74(3), 943-945.

- [22] Ryklina, E. P., Prokoshkin, S. D., & Khmelevskaya, I. Y. (2003). Medical applications. In V. Brailovski, S. Prokoshkin, P. Terriault & F. Trochu (Eds.), *Shape Memory Alloys: Fundamentals, Modeling and Application* (pp. 755-805). Montréal.
- [23] Torra, V., & Trochu, F. (2003). Thermodynamics of the martensitic transformation. In V. Brailovski, S. Prokoshkin, P. Terriault & F. Trochu (Eds.), *Shape Memory Alloys: fundamentals, Modeling and Application* (pp. 9-84). Montréal.
- [24] Piedboeuf, M. C., Gauvin, R., & Trochu, F. (1996, 3-5 june). *Hysteretic behaviour of NiTi shape memory alloy as a function of deformation, temperature and rate of deformation*. Paper presented at the Thierd international conference on intelligent materials, center of congress "l'espace tete d'or", Lyon Villerbanne (Rhône).
- [25] Shabalovskaya, S. A. (2001). Physicochemical and biological aspects of Nitinol as a biomaterial. *International Materials Reviews*, 46(5), 233-250.
- [26] Sun, E. X., Fine, S., & Nowak, W. B. (2002). Electrochemical behavior of nitinol alloy in Ringer's solution. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13(10), 959-964.
- [27] Ryhanen, J., Kallioinen, M., Tuukkanen, J., Junila, J., Niemela, E., Sandvik, P., et al. (1998). In vivo biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy: Muscle and perineural tissue responses and capsule membrane thickness. *Journal of Biomedical Materials Research*, 41(3), 481-488.
- [28] El Feninat, F., Laroche, G., Fiset, M., & Mantovani, D. (2002). Shape memory materials for biomedical applications. *Advanced Engineering Materials*, 4(3), 91-104.
- [29] Brailovski, V., Terriault, P., Prokoshkin, S., & Khmelevskaya, I. (2002, Août, 2002). *Quality control and standardization of Nitinol for medical applications*. Paper presented at the 41 st Metallurgical Conference (COM2002), Symposium on Advanced Materials for Biomedical Applications (SAMBA), Montréal, Canada.
- [30] Duerig, T., Pelton, A., & Stockel, D. (1999). An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering A*, 273-275, 149-160.

- [31] Chinzei, K., Kikinis, R., & Jolesz, F. A. (1999). MR compatibility of mechatronic devices: Design criteria. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Miccai'99, Proceedings* (Vol. 1679, pp. 1020-1030).
- [32] Duerig, T. W., & Pelton, A. R. (1994). Ti-Ni Shape Memory Alloys. In *Material Properties Handbook: Titanium Alloys* (pp. 1035-1048): ASM.
- [33] Casha, A. R., Yang, L., Kay, P. H., Saleh, M., & Cooper, G. J. (1999). A biomechanical study of median sternotomy closure techniques. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 15(3), 365-369.
- [34] Losanoff, J. E., Richman, B. W., & Jones, J. W. (2001). A biological model for biomechanical testing of median sternotomy closure. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 20(2), 232.
- [35] McGregor, W. E., Trumble, D. R., & Magovern, J. A. (1999). Mechanical analysis of midline sternotomy wound closure. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 117(6), 1144-1145.
- [36] Losanoff, J. E., Foerst, J. R., Huff, H., Richman, B. W., Collier, A. D., Hsieh, F. H., et al. (2002). Biomechanical porcine model of median sternotomy closure. *Journal of Surgical Research*, 107(1), 108-112.
- [37] Krysiak, P., Nashef, S. A. M., Smart, J., & Sweeney, S. M. (1994). The modelling of sternal closure after heart surgery. *Engineering systems design and analysis*, 64(4), 57 à 61.
- [38] Casha, A. R., Ashraf, S. S., Kay, P. H., & Cooper, G. J. (1999). Routine sternal closure using interlocking multitwisted wires. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 16(3), 353-355.
- [39] Trumble, D. R., McGregor, W. E., & Magovern, J. A. (2002). Validation of a bone analog model for studies of sternal closure. *Annals of Thoracic Surgery*, 74(3), 739-744.
- [40] Dasika, U. K., Trumble, D. R., & Magovern, J. A. (2003). Lower sternal reinforcement improves the stability of sternal closure. *The Annals of Thoracic Surgery*, 75(5), 1618-1621.

- [41] Hale, J. E., Anderson, D. D., & Johnson, G. A. (1999, October 21-23). *A polyurethane foam model for characterizing suture pull-through properties in bone*. Paper presented at the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, University of Pittsburgh.
- [42] Jutley, R. S., Shepherd, D. E. T., Jeffrey, R. R., & Hukins, D. W. L. (2001). Calculating stress magnitude between sternotomy closures and sternum. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 20, 1071.
- [43] Materials, A. S. f. T. a. (2001). F 1350, Standard Specification for Wrought 18 Chromium-14 Nickel- 2.5 Molybdenum Stainless Steel Surgical Fixation Wire (UNS S31673). In A. S. f. T. a. Materials (Ed.), *Annual book of ASTM standards* (Vol. 13.01, pp. 684-685). Philadelphia.
- [44] Shigley, J. E., Mischke, C. R., & Budynas, R. G. (2004). *Mechanical engineering design* (7 ed.). New York.
- [45] Drouin, G., Gou, M., Thiry, P., & Vinet, R. (1986). *Éléments de machines* (2eme Édition ed.). Montréal.
- [46] Bernard J. Hamrock, B. O. J., Steven R. Schmid. (1999). *Fundamentals of machine elements*. Boston, Mass.
- [47] Schey, J. A. (2000). *Introduction to manufacturing processes* (Thid ed.). United States of America.
- [48] ANSYS. (2003). ANSYS (Version 8.0) [Finites elements]. Canonsburg, Pa, US.
- [49] Viens, F. (2004). *Implantation d'une loi de matériau des alliages à mémoire de forme dans un logiciel d'élément finis commercial*. Unpublished Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal.
- [50] Montgomery, D. C. (1996). *Design and analysis of experiments* (4th edition ed.). New York.
- [51] Baillargeon, G. (1990). *Méthodes statistiques de l'ingénieur* (3e Édition ed. Vol. 1). Trois-Rivières.

- [52] Jutley, R. S., Shepherd, D. E. T., Hukins, D. W. L., & Jeffrey, R. R. (2002). Sernum Srew: Analysis of a Novel Approach the Closure of the Chest After Surgery. *The Heart Surgery Forum*, 5(1), 69-74.
- [53] McGregor, W. E., Payne, M., Trumble, D. R., Fakas, K. M., & Magovern, J. A. (2003). Improvement of Sternal Closure Stability With Reinforced Steel Wires. *The Society of Thoracic Surgeons*, 76, 1631-1634.
- [54] Casha, A. R., & Gauci, M. (2003). Mechanical comparison of three sternotomy closure techniques using a polyurethane foam sternal model. *The Annals of Thoracic Surgery*, 75(6), 2009-2010.
- [55] Shima, Y., otsubo, T., YONEYAMA, K., & Soma, K. (2002). Anisotropic orthodontic force from the hollow super-elastic Ti-Ni alloy wire by transforming the wire cross-section. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13(2), 197-202.
- [56] Cohen, D. J., & Griffin, L. V. (2002). A biomechanical comparison of three sternotomy closure techniques. *The Annal of Thoracic Surgery*, 73, 563-568.