



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2025 - Thèse n° 016

VALIDATION ET UTILISATION D'UN MODÈLE ANALOGIQUE OSSEUX DE STERNUM POUR L'ÉTUDE DES PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES EN ESSAIS CYCLIQUES DE TROIS TECHNIQUES DE FERMETURE DE STERNOTOMIE MÉDIANE TOTALE OU PARTIELLE CHEZ LE CHIEN

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 20 juin 2025
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

DRIESSLEIN Elise

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2025 - Thèse n° 016

VALIDATION ET UTILISATION D'UN MODÈLE ANALOGIQUE OSSEUX DE STERNUM POUR L'ÉTUDE DES PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES EN ESSAIS CYCLIQUES DE TROIS TECHNIQUES DE FERMETURE DE STERNOTOMIE MÉDIANE TOTALE OU PARTIELLE CHEZ LE CHIEN

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 20 juin 2025
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

DRIESSLEIN Elise

Liste des enseignants (07/11/2024)

Mme	ABITBOL	Marie	Professeur
M.	ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	Maître de conférences
Mme	ARCANGIOLI	Marie-Anne	Professeur
Mme	AYRAL	Florence	Maître de conférences
Mme	BECKER	Claire	Professeur
Mme	BELLUCO	Sara	Maître de conférences
Mme	BENAMOU-SMITH	Agnès	Maître de conférences
M.	BENOIT	Etienne	Professeur
M.	BERNY	Philippe	Professeur
Mme	BLONDEL	Margaux	Maître de conférences
M.	BOURGOIN	Gilles	Maître de conférences
Mme	BRASSARD	Colline	Maître de conférences (stagiaire)
M.	BRUTO	Maxime	Maître de conférences
M.	BRUYERE	Pierre	Maître de conférences
M.	BUFF	Samuel	Professeur
M.	BURONFOSSE	Thierry	Professeur
M.	CACHON	Thibaut	Maître de conférences
M.	CADORÉ	Jean-Luc	Professeur
Mme	CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	Professeur
Mme	CANNON	Leah	Maître de conférences (stagiaire)
M.	CHABANNE	Luc	Professeur
Mme	CHALVET-MONFRAY	Karine	Professeur
M.	CHANOIT	Guillaume	Professeur
M.	CHETOT	Thomas	Maître de conférences
Mme	DE BOYER DES ROCHES	Alice	Professeur
Mme	DELIGNETTE- MULLER	Marie-Laure	Professeur
Mme	DJELOUADJI	Zorée	Professeur
Mme	ESCRIOU	Catherine	Maître de conférences
M.	FRIKHA	Mohamed- Ridha	Maître de conférences
M.	GALIA	Wessam	Maître de conférences
M.	GILLET	Benoit	Maître de conférences
Mme	GILOT-FROMONT	Emmanuelle	Professeur
M.	GONTHIER	Alain	Maître de conférences
Mme	GREZEL	Delphine	Maître de conférences
Mme	HUGONNARD	Marine	Maître de conférences
Mme	JEANNIN	Anne	Inspecteur en santé publique vétérinaire
Mme	JOSSON-SCHRAMME	Anne	Chargée d'enseignement contractuelle
M.	JUNOT	Stéphane	Professeur
M.	KODJO	Angeli	Professeur
Mme	KRAFFT	Emilie	Maître de conférences
Mme	LAABERKI	Maria-Halima	Professeur

Mme	LAMBERT	Véronique	Maître de conférences
Mme	LE GRAND	Dominique	Professeur
Mme	LEBLOND	Agnès	Professeur
Mme	LEDOUX	Dorothée	Maître de conférences
M.	LEFEBVRE	Sébastien	Maître de conférences
Mme	LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	Maître de conférences
M.	LEGROS	Vincent	Maître de conférences
M.	LEPAGE	Olivier	Professeur
Mme	LOUZIER	Vanessa	Professeur
M.	LURIER	Thibaut	Maître de conférences
M.	MAGNIN	Mathieu	Maître de conférences
M.	MARCHAL	Thierry	Professeur
Mme	MOSCA	Marion	Maître de conférences
M.	MOUNIER	Luc	Professeur
Mme	PEROZ	Carole	Maître de conférences
M.	PIN	Didier	Professeur
Mme	PONCE	Frédérique	Professeur
Mme	PORTIER	Karine	Professeur
Mme	POUZOT-NEVORET	Céline	Professeur
Mme	PROUILLAC	Caroline	Professeur
M.	RACHED	Antoine	Maître de conférences
Mme	REMY	Denise	Professeur
Mme	RENE MARTELLET	Magalie	Maître de conférences
M.	ROGER	Thierry	Professeur
M.	SAWAYA	Serge	Maître de conférences
M.	SCHRAMME	Michael	Professeur
Mme	SERGEANTET	Delphine	Professeur
Mme	STORCK	Fanny	Professeur
M.	TORTEREAU	Antonin	Maître de conférences
Mme	VICTONI	Tatiana	Maître de conférences
M.	ZENNER	Lionel	Professeur

Remerciements au jury

A Monsieur le Professeur Jean-Luc Cadoré,

Professeur émérite de VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Pour l'honneur que vous me faites de présider ce jury de thèse,

Mes hommages respectueux.

A Monsieur le Professeur Guillaume Chanoit,

Chef du Service de Chirurgie de VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Pour m'avoir proposé ce travail,

Pour la qualité de votre accompagnement, pour votre disponibilité, pour vos conseils, pour l'aide et la confiance que vous m'avez accordés,

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude la plus sincère et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Mehrdad Kosh Nevis,

Maître de Conférences au Service de Chirurgie de VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Pour avoir accepté de juger ce travail et pour votre bienveillance,

Mes sincères remerciements.

A Madame le Docteur Charlène De Sousa,

Anciennement assistante de chirurgie à VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à son étude et d'avoir rendu ce travail plus agréable,

Pour ses conseils, son soutien, sa patience et sa disponibilité,

Mes chaleureux remerciements.

Table des matières

LISTE DES ANNEXES	11
LISTE DES FIGURES	13
LISTE DES TABLEAUX.....	17
LISTE DES ABREVIATIONS	21
INTRODUCTION	23
PARTIE 1 - ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE	25
I. ANATOMIE DU THORAX DES CARNIVORES DOMESTIQUES	26
1. <i>Le cadre osseux</i>	26
a. Les vertèbres thoraciques	26
b. Les côtes	27
c. Le sternum	28
2. <i>Les muscles</i>	30
a. Le muscle cutané du tronc	30
b. Les muscles pectoraux.....	30
(1) Muscle pectoral descendant	30
(2) Muscle pectoral transverse	31
(3) Muscle pectoral ascendant	31
c. Les muscles du dos.....	31
(1) Muscle grand dorsal	34
(2) Muscles dentelés dorsaux crânial et caudal	34
(3) Muscle erector spinae.....	34
(4) Muscles segmentaires	35
d. Les muscles de la paroi costale	35
(1) Muscle dentelé ventral du thorax.....	35
(2) Muscles intercostaux externes	36
(3) Muscles élévateurs des côtes.....	36
(4) Muscles intercostaux internes	36
(5) Muscle droit du thorax	36
(6) Muscle transverse du thorax.....	37
e. Le diaphragme	38
II. TECHNIQUE CHIRURGICALE RELATIVE A LA STERNOTOMIE	39
III. ETAT DES CONNAISSANCES RELATIVES A LA STERNOTOMIE CHEZ LES CARNIVORES DOMESTIQUES	42
1. <i>Etat des connaissances biomécaniques</i>	42
2. <i>Etat des connaissances cliniques</i>	43
3. <i>Etat des connaissances sur les modèles analogiques osseux</i>	46
PARTIE 2 - ETUDE EXPERIMENTALE : VALIDATION D'UN MODELE.....	49
I. MATERIELS ET METHODES	50
1. <i>Contexte de l'étude</i>	50
2. <i>Sélection et préparation des pièces anatomiques</i>	50
a. Échantillons	50

b.	Dissection des sternums de chien.....	51
c.	Préparation des sternums	52
3.	<i>Conception du modèle</i>	54
a.	Analyse de scanners	54
b.	Impression du modèle	55
c.	Préparation des modèles	57
4.	<i>Essais de traction</i>	58
a.	Mise en place sur la machine de biomécanique.....	58
b.	Protocole des essais de traction	59
c.	Données analysées.....	59
5.	<i>Analyses statistiques</i>	61
II.	RESULTATS	61
1.	<i>Comparaison cadavres – modèles</i>	61
2.	<i>Comparaison des différentes portions du sternum</i>	66
III.	DISCUSSION	72
1.	<i>Conception du modèle</i>	72
2.	<i>Sternotomies et protocoles des tests de traction</i>	73
3.	<i>Résultats des tests de traction</i>	73
4.	<i>Comparaison des différentes portions du sternum</i>	74

PARTIE 3 - ETUDE EXPERIMENTALE : IMPACT DU CYCLAGE ET DU TYPE DE STERNOTOMIE 75

I.	MATERIELS ET METHODES	76
1.	<i>Contexte de l'étude</i>	76
2.	<i>Préparation des modèles</i>	76
a.	Découpe.....	76
(1)	Sternotomie totale (groupe ST)	76
(2)	Sternotomie partielle - préservation du manubrium (groupe SPM)	77
(3)	Sternotomie partielle - préservation du xiphoïde (groupe SPX).....	78
b.	Fermeture.....	78
(1)	Implants polydioxanone (groupe PDS)	78
(2)	Implants FiberTape® (groupe FT)	81
(3)	Implants cerclage en acier (groupe Acier)	81
5.	<i>Essais biomécaniques</i>	82
a.	Mise en place sur la machine de biomécanique.....	82
b.	Protocole des essais cycliques	83
c.	Données analysées.....	84
6.	<i>Analyses statistiques</i>	85
II.	RESULTATS	86
1.	<i>Impact des cycles</i>	86
a.	Conséquences des 5000 cycles.....	86
b.	Comparaison des trois implants avec et sans cyclage	89
(1)	Charge à 1 mm de déplacement	89
(2)	Charge de rupture.....	92
(3)	Déplacement total.....	92
(4)	Raideur	99
(5)	Mode de rupture	99

b.	Comparaison des trois implants lors des tests de traction	101
(1)	Charge à 1 mm de déplacement	101
(2)	Charge de rupture.....	102
(3)	Déplacement total.....	102
(4)	Raideur	106
(5)	Mode de rupture	106
3.	<i>Comparaison des différentes sternotomies</i>	106
a.	Charge à 1 mm de déplacement	106
b.	Charge de rupture	110
c.	Déplacement total	110
d.	Raideur.....	115
e.	Mode de rupture	115
4.	<i>Comparaison de tous les implants et de différentes combinaisons</i>	115
a.	Charge à 1 mm de déplacement	116
b.	Charge de rupture	119
c.	Déplacement total	120
d.	Raideur.....	126
IV.	DISCUSSION	128
1.	<i>Protocole</i>	128
a.	Choix des implants	128
b.	Etude de différents types de sternotomies	128
c.	Réalisation d'essais cycliques	129
d.	Réalisation de tests de traction	130
e.	Limites.....	130
2.	<i>Résultats</i>	131
a.	Impact des cycles.....	131
b.	Comparaison des différents implants	132
c.	Comparaison des différentes sternotomies	132
d.	Bilan des différentes combinaisons	133
e.	Mode de rupture	134
f.	Comparaison du suivi de mires et résultats de la machine	135
	CONCLUSION	137
	BIBLIOGRAPHIE	139
	ANNEXES	151

Liste des annexes

Annexe 1 : Caractéristiques des chiens dont les scanners ont été utilisés pour déterminer la densité moyenne de l'os spongieux du sternum et mesures obtenues.....	151
Annexe 2 : Moyenne des mesures de déplacement sur les trois zones définies du sternum tous les 20 N lors des tests de tractions pour la validation du modèle, résultats sur les pièces anatomiques.....	152
Annexe 3 : Moyenne des mesures de déplacement sur les trois zones définies du sternum tous les 20 N lors des tests de tractions pour la validation du modèle, résultats sur les modèles	153
Annexe 4 : Mesures du déplacement initial et final des essais cycliques avec le logiciel Mesurim.....	154
Annexe 5 : Résultats de tous les modèles testés pour les différents implants, données issues de la machine Instron. Les valeurs en gras correspondent aux paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée.....	155
Annexe 6 : Résultats de tous les modèles testés pour les différents implants, données issues de la machine Instron. Les valeurs en gras correspondent aux paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée.....	156
Annexe 7 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des charges à 1 mm de déplacement pour les différents implants testés. (NA = non atteint).....	157
Annexe 8 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des charges à 1 mm de déplacement pour les différentes sternotomies testées. (NA = non atteint).....	158
Annexe 9 : Bilan de la charge à 1 mm de déplacement par portion de sternum du suivi de mires pour les différents implants testés. La charge la plus basse est prise pour chaque portion de sternum. En gras sont présentés les paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée.....	159
Annexe 10 : Bilan de la charge à 1 mm de déplacement par portion de sternum du suivi de mires pour les différentes sternotomies testées. La charge la plus basse est prise pour chaque portion de sternum. En gras sont présentés les paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée	160
Annexe 11 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des déplacements totaux pour les différents implants testés	161
Annexe 12 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des déplacements totaux pour les différentes sternotomies testées	162

Liste des figures

Figure 1 : Thorax osseux de chien (vue latérale gauche, d'après Barone 1986).....	26
Figure 2 : Vertèbres thoraciques de chien (vue latérale gauche, d'après Barone, 1986)	27
Figure 3 : Sternum de chien (d'après Barone, 1986).....	29
Figure 4 : Sternum de chat (d'après Barone, 1986).....	29
Figure 5 : Muscles spinaux du chien (plan des muscles longs, d'après Barone, 1986)	32
Figure 6 : Muscles spinaux du chien (plan profond, comportant les muscles courts, d'après Barone, 1986)	33
Figure 7 : Muscle transverse du thorax du chien (d'après Barone, 1986)	37
Figure 8 : Diaphragme de chien (vue caudale, d'après Barone, 1986).....	38
Figure 9 : Etapes d'ouverture d'une sternotomie médiane	40
Figure 10 : Etapes de fermeture d'une sternotomie médiane	41
Figure 11 : Sternum disséqué avant section des côtes	51
Figure 12 : Sternotomie totale sur l'une des pièces anatomiques	52
Figure 13 : Schéma d'une réparation en figure en huit (Source : Davis et al., 2006)	53
Figure 14 : Fixation des sternums dans les boîtes en PVC avec la résine. Maintien du sternum à l'horizontale à l'aide d'abaisses langues (A), mise en place des broches dans les côtes 2, 4 et 7 et retrait des abaisses langues (B), coulage de la résine (C). Le processus est répété pour les cinq pièces (D)	54
Figure 15 : Estimation de la densité osseuse moyenne (DOM) à l'aide des unités Hounsfield (HU) et de la formule de Schwaiger et al. (A : centrage de la mesure dans le plan transversal, B : dans le plan frontal et C, D, E : dans le plan sagittal pour les sternèbres 3, 4 et 5 respectivement).....	55
Figure 16 : Modèle 3D d'un sternum réalisé à partir d'un scanner de chien avec conception de structures d'attache latéralement	56
Figure 17 : Modèle de sternum en polyuréthane (A : vue ventrale ; B : vue dorsale)	56
Figure 18 : Sternotomie totale sur un modèle en polyuréthane (vue ventrale)	57
Figure 19 : Réparation de la sternotomie avec du polydioxanone USP 1 (maintien en place avec des serre-joints, vues ventrales).....	57
Figure 20 : Moyens de fixation réglables sur les mords encadrants les pièces mises en place sur la presse	58
Figure 21 : Fixation des pièces à la presse et vérification de l'horizontalité avec un niveau	59
Figure 22 : Suivi du déplacement grâce à des points au marqueur ou des traces de résine sur les pièces anatomiques	60
Figure 23 : Suivi du déplacement grâce à l'espacement de la fente sur les modèles	60
Figure 24 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du manubrium	62
Figure 25 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du sternum moyen	64
Figure 26 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du xiphoïde	65

Figure 27 : Comparaison des déplacements au niveau des différentes portions du sternum sur les cadavres.....	67
Figure 28 : Comparaison des déplacements au niveau des différentes portions du sternum sur les modèles.....	70
Figure 29 : Sternotomies partielles sur modèles avec préservation du manubrium (vue ventrale).....	77
Figure 30 : Sternotomies partielles sur modèles avec préservation du xiphoïde (vue ventrale).....	78
Figure 31 : Réparation des sternotomies sur modèles à l'aide de polydioxanone USP 1 (A : sur sternotomie totale, vue ventrale ; B : vue dorsale ; C : sur sternotomie partielle avec préservation du manubrium, vue ventrale ; D : sur sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde, vue ventrale)	80
Figure 32 : Réparation d'une sternotomie totale sur modèle à l'aide de FiberTape® (A : vue ventrale, B : vue dorsale)	81
Figure 33 : Réparation d'une sternotomie totale sur modèle à l'aide de cerclage en acier (A : vue ventrale, B : vue dorsale).....	82
Figure 34 : Mise en place d'un échantillon sur la presse Instron	83
Figure 35 : Représentation des douze mires sur un modèle	84
Figure 36 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du polydioxanone, avec et sans cyclage.....	96
Figure 37 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du FiberTape®, avec et sans cyclage.....	97
Figure 38 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du cerclage en acier, avec et sans cyclage.....	98
Figure 39 : Comparaison des déplacements totaux avec le suivi de mires entre les différents implants après cyclage	104
Figure 40 : Charges à 1 mm de déplacement issues du suivi de mires des différentes sternotomies	109
Figure 41 : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes sternotomies.....	113
Figure 42 : Box-plot présentant l'ensemble des charges à 1 mm de déplacement pour tous les groupes testés, avec les valeurs du suivi de mires (SM) et de la machine Instron (MI). Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes	118
Figure 43 : Box-plot présentant l'ensemble des charges de rupture pour tous les groupes testés. Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes	119
Figure 44 : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes combinaisons.....	123
Figure 45 : Box-plot présentant l'ensemble des déplacements totaux pour tous les groupes testés, avec les valeurs du suivi de mires (SM) et de la machine Instron (MI). Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes.....	125

Figure 46 : Box-plot présentant l'ensemble des raideurs pour tous les groupes testés. Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes..... 127

Liste des tableaux

Tableau I : Caractéristiques des échantillons de sternums cadavériques	51
Tableau II : Résultats des médianes de déplacement du manubrium en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	62
Tableau III : Résultats des médianes de déplacement du sternum moyen en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	63
Tableau IV : Résultats des médianes de déplacement du xiphoïde en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	65
Tableau V : Résultats des médianes de déplacement des différentes portions du sternum en fonction de la charge sur les cadavres. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	66
Tableau VI : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les différentes portions des sternums cadavériques. Les différences significatives sont mises en gras.....	68
Tableau VII : Résultats des médianes de déplacement des différentes portions du sternum en fonction de la charge sur les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	69
Tableau VIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les différentes portions des modèles de sternums. Les différences significatives sont mises en gras	71
Tableau IX : Mesures du déplacement initial et final des essais cycliques avec le logiciel de suivi de mires. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	87
Tableau X : Valeurs de P obtenues avec le test de Mann-Whitney-Wilcoxon pour comparer les déplacements initiaux et après les 5000 cycles. Les différences significatives sont mises en gras	88
Tableau XI : Résultats (issus de la machine Instron) des tests de traction jusqu'à rupture pour les différents implants, avec et sans cyclage	89
Tableau XII : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les valeurs données par la machine Instron pour les charges à 1 mm de déplacement avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras	89
Tableau XIII : Charge (en N) à 1 mm de déplacement donnée par la machine Instron pour les modèles réparés avec du FiberTape®.....	90
Tableau XIV : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les valeurs données par le suivi de mires pour les charges à 1 mm de déplacement des essais sur le FiberTape®. Les différences significatives sont mises en gras	91
Tableau XV : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les charges de rupture avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras	92

Tableau XVI : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du polydioxanone. Les différences significatives sont mises en gras.....	93
Tableau XVII : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du FiberTape®. Les différences significatives sont mises en gras	94
Tableau XVIII : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du cerclage en acier. Les différences significatives sont mises en gras	95
Tableau XIX : Déplacement total (en mm) donné par la machine Instron pour les modèles réparés avec un cerclage en acier	99
Tableau XX : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les raideurs avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras	99
Tableau XXI : Différence de déplacement (en mm) entre la position initiale et après les 5000 cycles pour les différents implants	100
Tableau XXII : Valeurs de P obtenues après le test de Kruskal-Wallis pour comparer la différence de déplacement entre la position initiale et après les 5000 cycles entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras	100
Tableau XXIII : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différents implants après cyclage	101
Tableau XXIV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras	101
Tableau XXV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras	102
Tableau XXVI : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différents implants après cyclage. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	103
Tableau XXVII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras	105
Tableau XXVIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras	106
Tableau XXIX : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différentes sternotomies	106
Tableau XXX : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	107

Tableau XXXI : Charges à 1 mm de déplacement issues du suivi de mires des différentes sternotomies. Les résultats sont exprimés en Newton (N) et sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	107
Tableau XXXII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	108
Tableau XXXIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges de rupture entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	110
Tableau XXXIV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	110
Tableau XXXV : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes sternotomies. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR).....	112
Tableau XXXVI : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	114
Tableau XXXVII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras.....	115
Tableau XXXVIII : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différentes combinaisons	116
Tableau XXXIX : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras	116
Tableau XL : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras	120
Tableau XLI : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes combinaisons. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR)	121
Tableau XLII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras	122
Tableau XLIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras	126
Tableau XLIV : Bilan des différentes sternotomies et des implants à utiliser.....	134

Liste des abréviations

ABS : acrylonitrile butadiène styrène

DOM : densité osseuse moyenne

HU : unité Hounsfield

IQR : écart interquartile

Lig. : ligament

M. : muscle

Mm. : muscles

UHMWPE : Ultra-High Molecular Weight Polyethylene, Polyéthylène d'Ultra Haut Poids Moléculaire

3D : trois dimensions

INTRODUCTION

La sternotomie médiane est une technique chirurgicale permettant d'avoir accès à l'entièreté de la cavité thoracique : elle permet notamment d'explorer le cœur, les poumons, les vaisseaux thoraciques et le médiastin (Orton *et al.*, 1995, p.64).

Avec un taux de complications rapporté variant entre 14,1 et 78 % en chirurgie vétérinaire (Bright *et al.*, 1983 ; Ringwald & Birchard, 1989 ; Burton & White, 1996 ; Pelsue *et al.*, 2002 ; Pilot *et al.*, 2022) contre un intervalle de 0,5 à 8 % en chirurgie humaine (Serry *et al.*, 1980 ; El Oakley *et al.*, 1996 ; Francel, 2004 ; Ramzisham *et al.*, 2009), cette intervention représente un défi pour les chirurgiens vétérinaires. De plus, les chiens de plus de 20 kg présenteraient un plus haut risque de complications (Pilot *et al.*, 2022). Une meilleure stabilisation de la ligne de coupe en post-opératoire permettrait une diminution de ce taux de complications par réduction des micro-mouvements offrant ainsi une meilleure cicatrisation à l'os (Claes *et al.*, 1998 ; Claes *et al.*, 2002).

Actuellement, la littérature scientifique relevant de la fermeture des sternotomies médianes chez le chien reste bien souvent limitée par l'utilisation de pièces issues de cadavres, souvent difficiles d'accès. Peu d'études utilisent des modèles imprimés en 3D, qui présentent l'intérêt d'être plus accessibles mais aussi plus uniformes (Hausmann, 2006). À ce jour, aucun modèle osseux de sternum n'a encore été validé chez le chien.

Notre étude a ainsi deux objectifs principaux : valider un modèle osseux de sternum de chien et étudier les propriétés biomécaniques en essais cycliques et en tests de traction de trois techniques de fermeture de sternotomie médiane totale ou partielle en utilisant du polydioxanone, du fil de cerclage en acier ou du ruban de polyéthylène (FiberTape®).

Dans cette étude, nous nous sommes dans un premier temps intéressés à l'état des lieux des connaissances sur la sternotomie médiane chez le chien et sur les modèles osseux utilisés en recherche. Dans un deuxième temps, nous présentons et analysons la partie expérimentale de notre étude avec tout d'abord la validation de notre modèle osseux et finalement les essais cycliques et tests de traction réalisés ainsi que les tests de traction permettant d'évaluer les différentes sternotomies.

PARTIE 1 - ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

Dans cette partie, nous reprenons les bases anatomiques du thorax des carnivores domestiques, avant de s'intéresser aux différentes voies d'abord du thorax décrites. Enfin, nous dressons l'état des connaissances biomécaniques et cliniques relatives à la sternotomie chez les carnivores domestiques, et nous terminons par la présentation sommaire de modèles analogiques osseux dans la littérature scientifique.

I. Anatomie du thorax des carnivores domestiques

Le thorax est le siège des organes de la circulation (cœur, gros vaisseaux) et de la respiration (poumons). La cavité thoracique est délimitée par un cadre osseux, formé dorsalement par les vertèbres thoraciques, latéralement par les côtes et ventralement par le sternum (Figure 1). Le thorax des carnivores domestiques est aplati latéro-latéralement, en raison de la présence des membres dans le plan sagittal. La cage thoracique est complétée par des muscles qui permettent d'en assurer le mouvement en plus de participer à la locomotion pour certains d'entre eux.

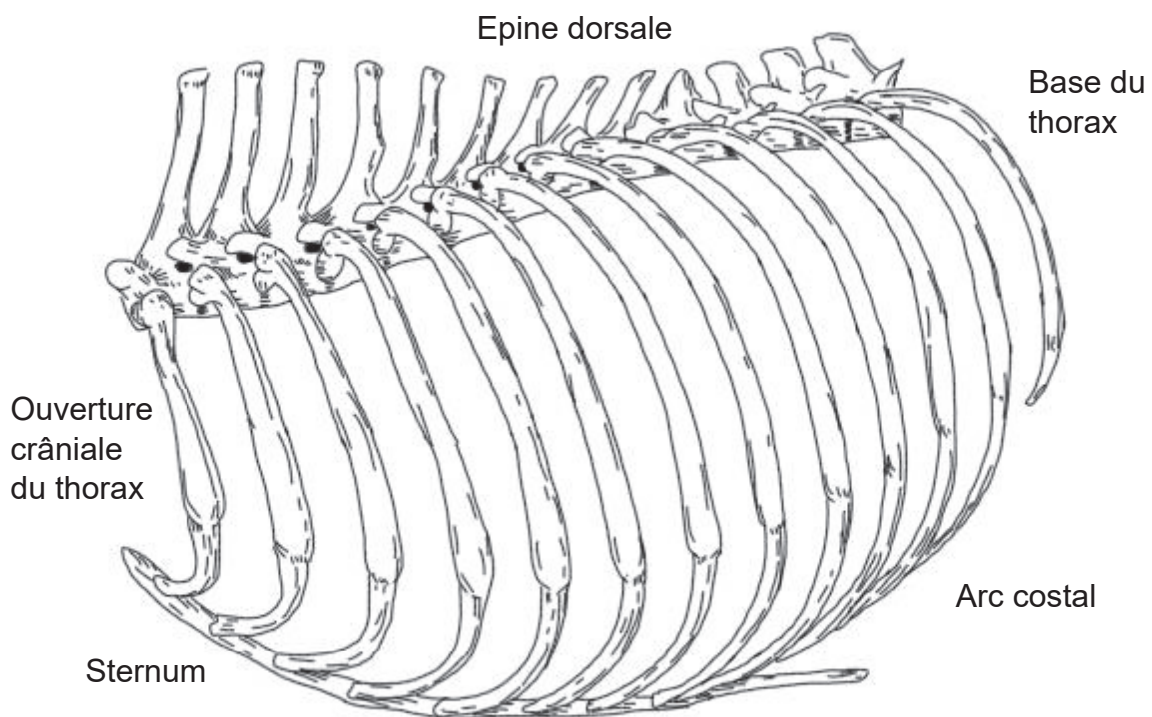


Figure 1 : Thorax osseux de chien (vue latérale gauche, d'après Barone 1986)

1. Le cadre osseux

a. Les vertèbres thoraciques

Les vertèbres thoraciques forment la paroi dorsale du thorax. On en dénombre treize chez les carnivores domestiques (Figure 2). La vertèbre s'articule avec la paire de côtes du même rang par le processus transverse de la vertèbre et le tubercule de la côte, et la tête de la côte se loge dans une cupule creusée entre le corps de la vertèbre de même rang et celui qui la précède.

Le corps des vertèbres thoraciques est bref, cylindroïde, avec un renforcement au niveau des parties ventro-latérales. Il comporte des fossettes articulaires, une crâniale et une caudale de chaque côté, correspondant à la cupule décrite précédemment pour accueillir la tête costale. Ces fossettes sont absentes sur les deux ou trois dernières vertèbres thoraciques des carnivores domestiques. Les processus épineux sont saillants et très hauts, surtout pour les premières vertèbres. Les processus transverses, quant à eux, sont courts et épais et portent la *fovea costale transversaire* qui accueille le tubercule costal.

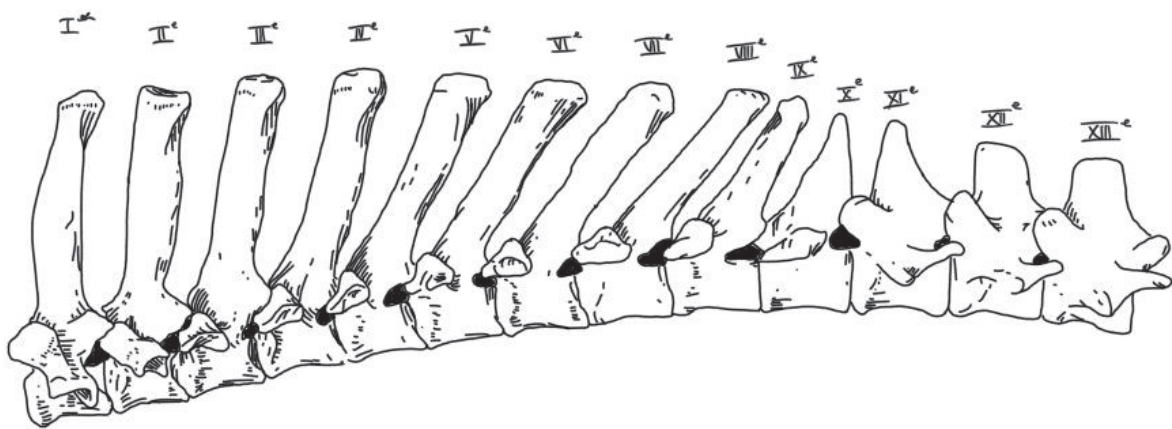


Figure 2 : Vertèbres thoraciques de chien (vue latérale gauche, d'après Barone, 1986)

b. Les côtes

Les côtes forment les parois latérales du thorax. Il s'agit d'os pairs et allongés, de forme courbe et au nombre de treize pour les carnivores domestiques. Elles sont articulées dorsalement aux vertèbres thoraciques et sont unies au sternum ventralement.

Chaque côte est formée de deux parties : la partie dorsale, qui constitue l'os costal, oblique en direction ventro-caudale, et la partie ventrale, qui correspond au cartilage costal, oblique en direction cranio-ventrale.

Les premières paires de cartilages costaux s'articulent au sternum par leur extrémité ventrale : on parle de côtes sternales, au nombre de neuf pour le chien et huit pour le chat, en opposition aux côtes asternales dont les cartilages n'atteignent pas le sternum mais sont reliées aux côtes précédentes. L'union des côtes les unes aux autres forme ainsi l'arc costal (Figure 1).

L'extrémité dorsale des côtes est articulée avec les vertèbres : elle comprend une tête et un tubercule, séparés par un col. Le corps est la majeure partie de la côte. Il forme avec l'extrémité dorsale l'angle de la côte, plus marqué pour les premières côtes et ouvert en direction cranio-ventrale. La face externe du corps est le siège d'insertion des muscles présentés ultérieurement, tandis que la face interne comporte le long du bord caudal l'empreinte des vaisseaux et des nerfs appelé sillon costal. Enfin, l'extrémité ventrale des côtes est conformée différemment selon le rang. Les cartilages des côtes sternales sont courts et répondent au sternum, tandis que les cartilages des côtes asternales sont plus longs et s'appuient derrière le cartilage de la côte précédente.

c. Le sternum

Le sternum est une formation ostéo-cartilagineuse médiane au niveau de la face ventrale du thorax et qui s'articule de chaque côté avec le cartilage des côtes sternales. Il est constitué d'une série de pièces impaires appelées sternèbres qui s'unissent entre elles par une synchondrose. Les sternèbres sont disposées de telle manière que chaque paire de cartilages costaux vienne prendre articulation à l'union de deux d'entre elles. Cette alternance est moins régulière au niveau de l'extrémité caudale où deux paires de cartilage peuvent s'unir à une même sternèbre.

L'ensemble des sternèbres forme le corps du sternum, aussi appelé mésosternum. L'extrémité crâniale est prolongée par un appendice nommé manubrium : il s'étend entre les premières côtes et est formé par la première sternèbre, relevée un peu dorsalement qui forme alors un angle sternal avec le corps du sternum. Le sternum comporte également un prolongement au niveau de l'extrémité caudale, appelé le processus xiphoïde ou xiphisternum : celui-ci ne comporte pas d'attache costale et prend la forme d'une mince lame en grande partie cartilagineuse qui s'étend dans la région épigastrique. La face dorsale est endothoracique. La face ventrale, ou exothoracique, est le lieu d'attache des muscles pectoraux et forme une crête sternale au niveau médial dans sa partie crâniale.

Le sternum du chien est formé de neuf sternèbres, parfois huit, exceptionnellement soudées entre elles sur les individus gériatriques. Le sternum est fin et allongé, avec une convexité ventrale. Le premier segment est le plus long et est coiffé d'un cartilage manubrial pointu. Le xiphoïde est long et étroit et se termine par un cartilage allongé (Figure 3).

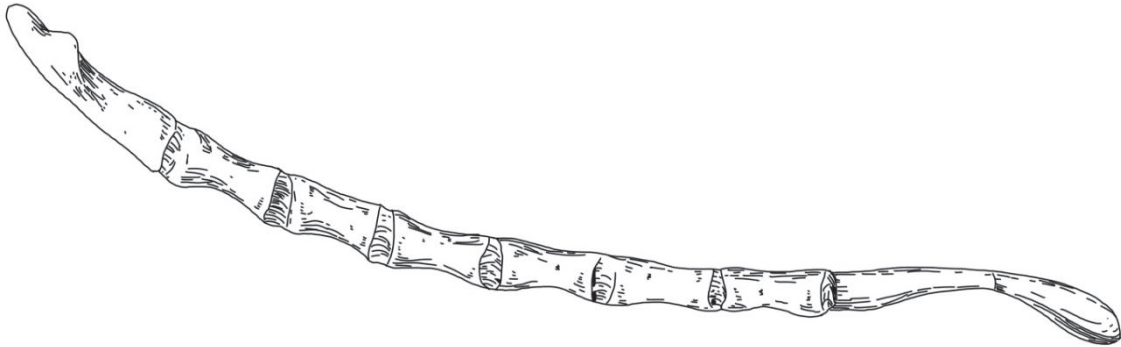


Figure 3 : Sternum de chien (d'après Barone, 1986)

Le sternum du chat est formé de huit sternèbres, exceptionnellement sept et est moins courbé que celui du chien. Le sternum est proportionnellement moins long et présente une crête sternale nette. La dernière sternèbre est articulée de façon mobile avec l'avant dernière (Figure 4).

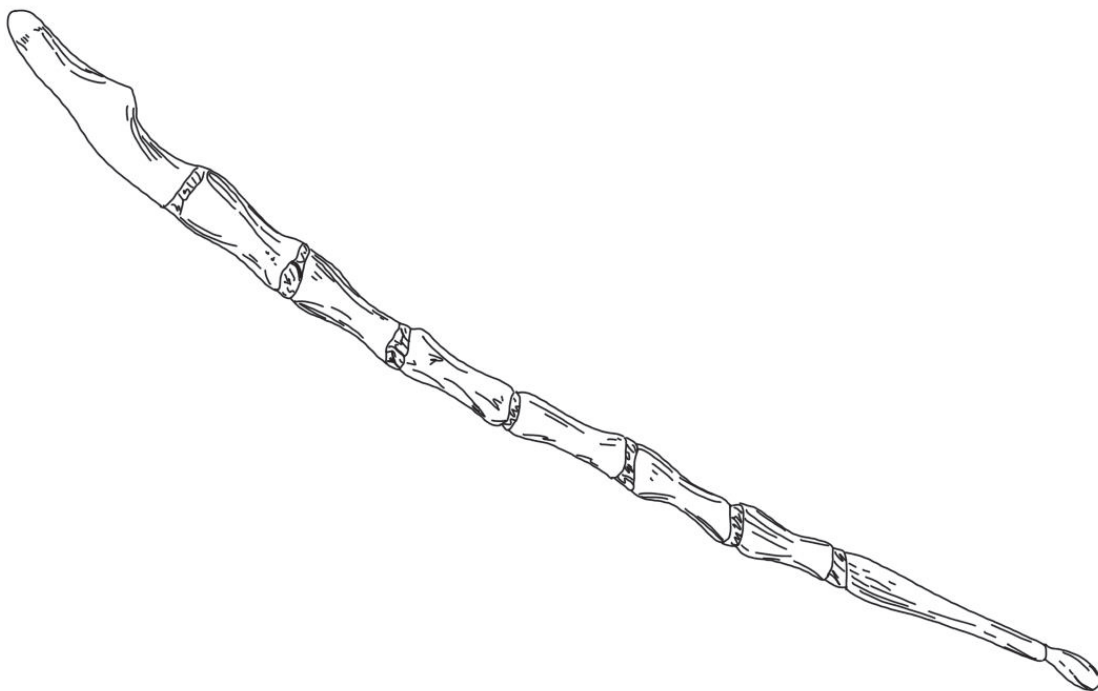


Figure 4 : Sternum de chat (d'après Barone, 1986)

2. Les muscles

On peut distinguer deux groupes de muscles thoraciques : le premier groupe de muscles, qui peuvent être qualifiés d'extrinsèques, n'ont qu'une seule insertion sur le thorax. Lorsque le point fixe est au niveau du thorax, ces muscles permettent de déplacer le membre. Lorsque le point fixe est au niveau du membre, ils agissent sur le thorax et peuvent contribuer à la respiration. Le second groupe de muscles est plus profond et ne s'attache qu'au squelette axial : ces muscles mobilisent les côtes et le sternum et régissent les mouvements respiratoires.

a. Le muscle cutané du tronc

Le muscle cutané du tronc est le muscle cutané le plus vaste et le plus épais. Il se situe sur la face latérale du thorax et de l'abdomen, jusqu'au bassin et la cuisse. Le bord crânial du muscle cutané du tronc s'étend à la surface du bras de l'épaule et forme ainsi le muscle cutané omo-brachial, qui prend davantage l'aspect d'un mince fascia chez les carnivores domestiques et qui s'unit au bord dorsal du muscle pectoral ascendant.

Le bord dorsal du muscle cutané du tronc reste charnu jusqu'au voisinage de la ligne des processus épineux thoraciques : les muscles droit et gauche se rejoignent au niveau du revers caudal du garrot et sont ensuite unis par une lame fibreuse dépourvue d'insertion sur la colonne vertébrale.

Le muscle cutané du tronc dispose de nombreuses insertions. Il s'attache au tubercule mineur de l'humérus et à la terminaison du grand dorsal, à la face crâniale de la rotule par le pli latéral et au revers caudal du garrot. On peut considérer qu'il se termine par la peau, à laquelle il adhère par sa face externe. Il permet d'agiter la peau.

b. Les muscles pectoraux

Les muscles pectoraux couvrent la face ventrale du thorax. Ils forment deux couches : la couche superficielle, formée par le pectoral descendant et le pectoral transverse, et la couche profonde, formée par le pectoral ascendant.

(1) *Muscle pectoral descendant*

Le muscle pectoral descendant constitue la base anatomique du poitrail. Il s'agit d'une bande charnue épaisse et aplatie dorso-ventralement. Il prend origine sur le manubrium, entre le muscle sterno-céphalique et le bord crânial du pectoral transverse

qu'il recouvre. L'aponévrose terminale s'attache à la crête humérale à côté du muscle brachio-céphalique. Le muscle pectoral descendant est adducteur du membre thoracique et permet aussi de le tirer en direction crâniale.

(2) Muscle pectoral transverse

Le muscle pectoral transverse est en position superficielle et est situé caudalement au pectoral descendant. Ses fibres possèdent une disposition transversale, de la crête sternale à la crête humérale. Il s'agit d'un muscle large et mince, qui se divise en une partie crâniale fortement développée chez les carnivores domestiques et en une partie caudale, quasiment absente. Le pectoral transverse est un adducteur du membre thoracique.

(3) Muscle pectoral ascendant

Le muscle pectoral ascendant est le muscle le plus volumineux des pectoraux : il couvre une grande partie du sternum et des cartilages costaux. Il s'agit d'un muscle épais et large, aplati dorso-ventralement. Il prend origine sur la face ventro-latérale du sternum et sur la surface du muscle oblique externe de l'abdomen, à côté de la région xiphoïdienne, et se termine sur le tubercule majeur de l'humérus. Le pectoral transverse est un adducteur du membre thoracique.

c. Les muscles du dos

Les muscles du dos n'appartiennent pas uniquement à la région du thorax, mais peuvent également s'étendre à la région du cou ou à la région lombaire. Il se distingue ainsi deux groupes : le premier est au sommet des processus épineux ou des ligaments qui les relient à la scapula et à l'humérus, permettant d'unir le tronc et les membres thoraciques. Ce groupe comprend les muscles trapèze, grand dorsal et rhomboïde. Seul le grand dorsal sera développé, les muscles trapèze et rhomboïde appartenant davantage à la région du cou. Le second groupe de muscles comprend un plan intermédiaire formé par les muscles dentelés dorsaux (crânial et caudal) et un ensemble musculaire plus profond, dont les muscles forment une masse commune originaire de la région sacro-iliaque qui se diversifie ensuite en arrivant au niveau du thorax : il s'agit des parties lombaires et thoraciques de *l'erector spinae*, se divisant en muscles ilio-costal, *longissimus* et épineux, ce dernier incluant également le muscle semi-épineux (Figure 5). Plus profondément, ce groupe comprend les muscles

segmentaires au contact immédiat des vertèbres, à savoir les interépineux, les intertransversaires et les transversaires épineux lombaires et thoraciques (Figure 6).

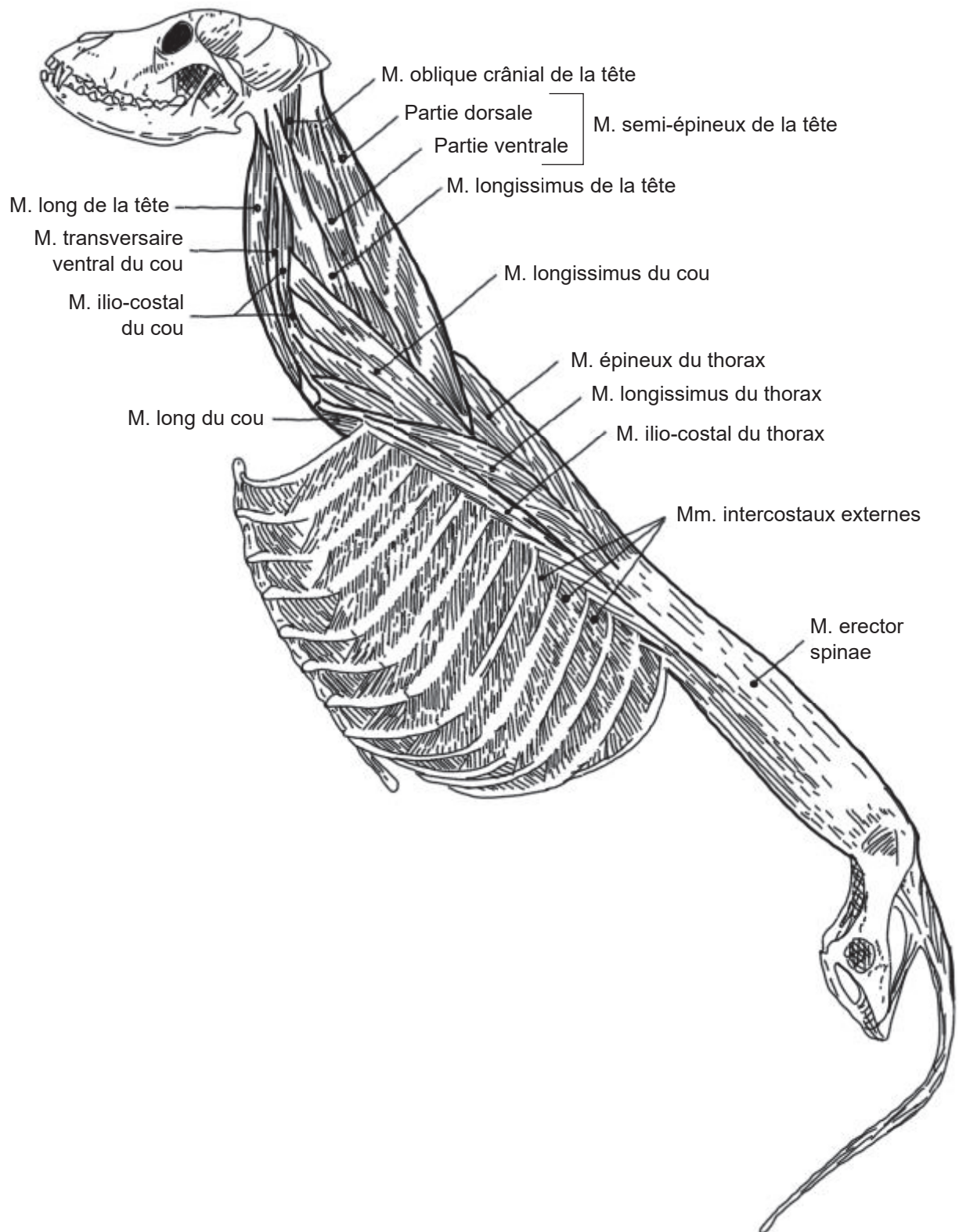


Figure 5 : Muscles spinaux du chien (plan des muscles longs, d'après Barone, 1986)

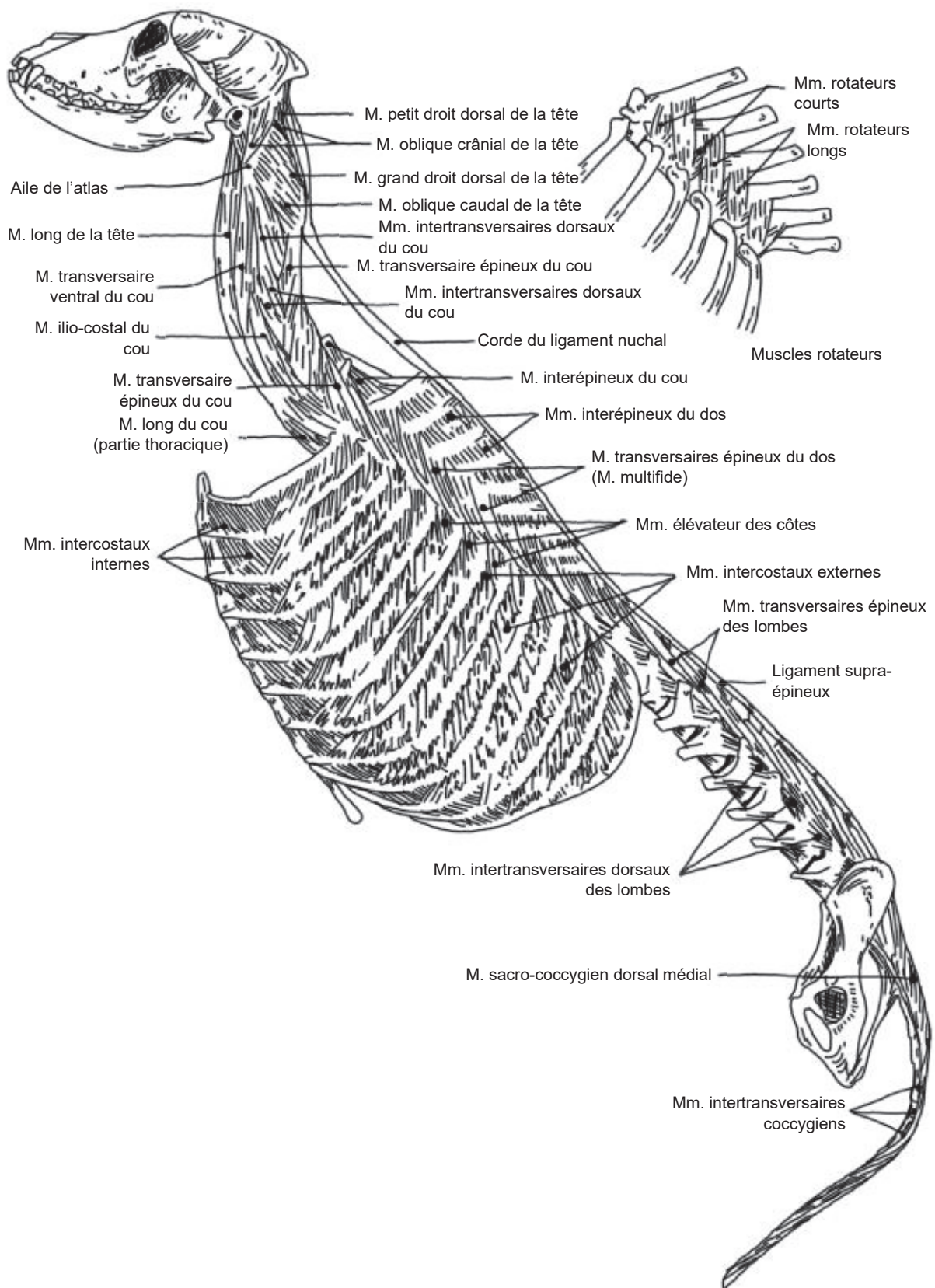


Figure 6 : Muscles spinaux du chien (plan profond, comportant les muscles courts, d'après Barone, 1986)

(1) Muscle grand dorsal

Le muscle grand dorsal est un large muscle triangulaire couvrant toute la région des lombes et du dos, jusqu'à la face médiale de l'humérus, en commun avec le muscle grand rond. Il prend ainsi origine sur le ligament supra-épineux thoracolumbaire et sur le sommet des processus épineux des vertèbres thoraciques, à l'exception des premières, et de toutes les vertèbres lombaires. Il s'attache également à l'angle de la hanche et à la crête sacrale médiane. La partie moyenne du muscle est doublée sur sa face profonde par l'aponévrose du muscle dentelé dorsal caudal, dont elle est difficilement séparable. Le grand dorsal permet de tirer le membre thoracique en direction caudale lorsqu'il prend point fixe sur la colonne vertébrale : il est ainsi auxiliaire du muscle pectoral ascendant. Lorsqu'il prend point fixe sur l'humérus, il permet de tirer le tronc en direction crâniale et participe ainsi à la propulsion. Il peut également agir sur les côtes et participer donc aux mouvements inspiratoires.

(2) Muscles dentelés dorsaux crânial et caudal

Le muscle dentelé dorsal crânial est un muscle plat et épais, situé sous les muscles rhomboïde et grand dorsal. Ses fibres sont obliques en direction ventro-caudale. Il s'étend jusqu'à la région cervicale dorsale, en prenant origine sur le sommet des processus épineux d'une partie des vertèbres thoraciques et s'unit caudalement à l'aponévrose du grand dorsal. Son bord ventral est découpé en une dizaine de dentelures répondant aux côtes. Il s'agit d'un muscle inspirateur : lorsqu'il prend point fixe sur les vertèbres, il tire les côtes en direction crâniale.

Le muscle dentelé dorsal caudal est dans le même plan que le dentelé dorsal crânial et présente la même disposition, à l'exception que ses fibres sont obliques en direction ventro-crâniale. Il est beaucoup plus mince que le dentelé dorsal crânial et possède moins de digitations. Il s'agit d'un muscle expirateur : il tire sur les côtes en direction caudale.

(3) Muscle erector spinae

L'*erector spinae* désigne un ensemble musculaire qui occupe tout l'espace compris entre les processus épineux et les processus transverses des vertèbres lombaires et thoraciques en couvrant les muscles segmentaires. Il prend origine à la jonction lombo-sacrée et sur la partie adjacente de l'ilium. Ses constituants se distinguent vers la partie crâniale de la région lombaire, formant ainsi les muscles ilio-

costal, épineux et *longissimus* qui en est la division la plus forte. Ces trois muscles, formés chacun d'une succession de faisceaux chevauchant qui franchissent tous plusieurs vertèbres, recouvrent les muscles segmentaires. L'*erector spinae* se prolonge également dans le cou. Il permet le redressement de la colonne vertébrale, et participe à sa flexion ou sa torsion.

(4) Muscles segmentaires

Les muscles segmentaires comprennent les muscles interépineux, intertransversaires et les transversaires épineux lombaires et thoraciques.

Les muscles interépineux forment de courtes lames charnues, plaquées sur les côtés des ligaments interépineux et reliant les bords des processus épineux successifs. Ils sont des extenseurs de la colonne vertébrale.

Le muscle multifide lombo-thoracique est formé de faisceaux transversaires épineux dont chacun franchit deux ou trois vertèbres, croisant en X la direction des processus épineux. Il s'agit d'un muscle extenseur de la colonne et permet la rotation de celle-ci lorsqu'il n'agit que d'un seul côté.

Les muscles rotateurs sont situés en profondeur et lient les processus transverses ou articulaires aux processus épineux de vertèbres plus crânielles. On distingue les rotateurs courts, au nombre de neuf, des rotateurs longs, au nombre de huit, en fonction de s'ils s'attachent à la vertèbre adjacente ou s'ils traversent un segment.

d. Les muscles de la paroi costale

Les muscles de la paroi costale sont en majorité profonds, recouverts par les muscles du dos ou du membre. Ils solidarisent les côtes entre elles ou les unissent au sternum, à l'exception du muscle dentelé ventral du thorax qui unit la scapula à la paroi costale (Figure 6).

(1) Muscle dentelé ventral du thorax

Le muscle dentelé ventral du thorax est un muscle large et puissant, entre la paroi thoracique et l'épaule. Il est étalé en éventail à la surface des côtes sternales et possède sept ou huit festons. Il s'unit au dentelé du cou et se confond avec celui-ci. Il prend origine par les festons de son bord ventral à la face latérale des côtes et se termine à la partie dorsale de la face médiale de la scapula. Il permet de tirer la scapula

en direction ventrale lorsqu'il prend point fixe au thorax et participe à « l'embrassée du terrain ». Lorsqu'il prend point fixe à la scapula, il permet de soulever le thorax entre les épaules et participe à l'inspiration en tirant les côtes en direction crâniale.

(2) *Muscles intercostaux externes*

Les muscles intercostaux externes constituent le plan musculaire qui comble les espaces intercostaux le plus superficiel. Il s'agit de fines lames charnues et courtes, associées à des faisceaux fibreux qui s'étendent entre les côtes depuis leurs articulations avec les vertèbres jusqu'à leurs cartilages. L'insertion se fait au niveau du bord caudal de la côte précédente, latéralement au sillon costal, et les muscles se terminent au bord crânial de la face latérale de la côte suivante. Les faisceaux sont orientés en direction ventro-caudale. L'extrémité dorsale de chaque muscle intercostal externe est en continuité avec le muscle élévateur des côtes correspondant. Ces muscles jouent surtout un rôle passif dans la respiration, partagé avec les intercostaux internes : ils permettent de fermer de façon souple la cavité thoracique.

(3) *Muscles élévateurs des côtes*

Les muscles élévateurs des côtes sont de petits muscles courts à l'extrémité dorsale des intercostaux externes. Ils se confondent parfois aux intercostaux externes, surtout au niveau des premières et dernières côtes. Les muscles élévateurs des côtes présentent une orientation oblique en direction ventro-caudale et latérale. Ils tirent les côtes en direction crâniale et participent donc à l'inspiration.

(4) *Muscles intercostaux internes*

Les muscles intercostaux internes sont situés sur la face profonde des espaces intercostaux. A l'instar des intercostaux externes, il s'agit de muscles courts et plats, et sont généralement plus minces. Leurs fibres possèdent une orientation inverse et sont obliques en direction ventro-crâniale. Ils permettent eux aussi de surtout fermer les espaces intercostaux.

(5) *Muscle droit du thorax*

Le muscle droit du thorax est un muscle plat et mince, formé de faisceaux parallèles obliques en direction ventro-caudale, qui s'étend à la surface des quatre ou cinq premières côtes. Il prend origine sur la face latérale de la première côte et son

aponévrose caudale se termine sur la face latérale du sternum. Ce muscle apparaît surtout comme une formation vestigiale.

(6) Muscle transverse du thorax

Le muscle transverse du thorax, situé contre la face endothoracique du sternum et des cartilages costaux, est un muscle plat et formé de faisceaux transversaux (Figure 7). Il est formé d'une aponévrose médiale qui répond au sternum, de la deuxième sternèbre jusqu'au processus xiphoïde, et d'une partie charnue latérale, découpée en dentelures qui se terminent au voisinage des articulations costo-chondrales. Il contribue à l'expiration en tirant les cartilages costaux vers le sternum.

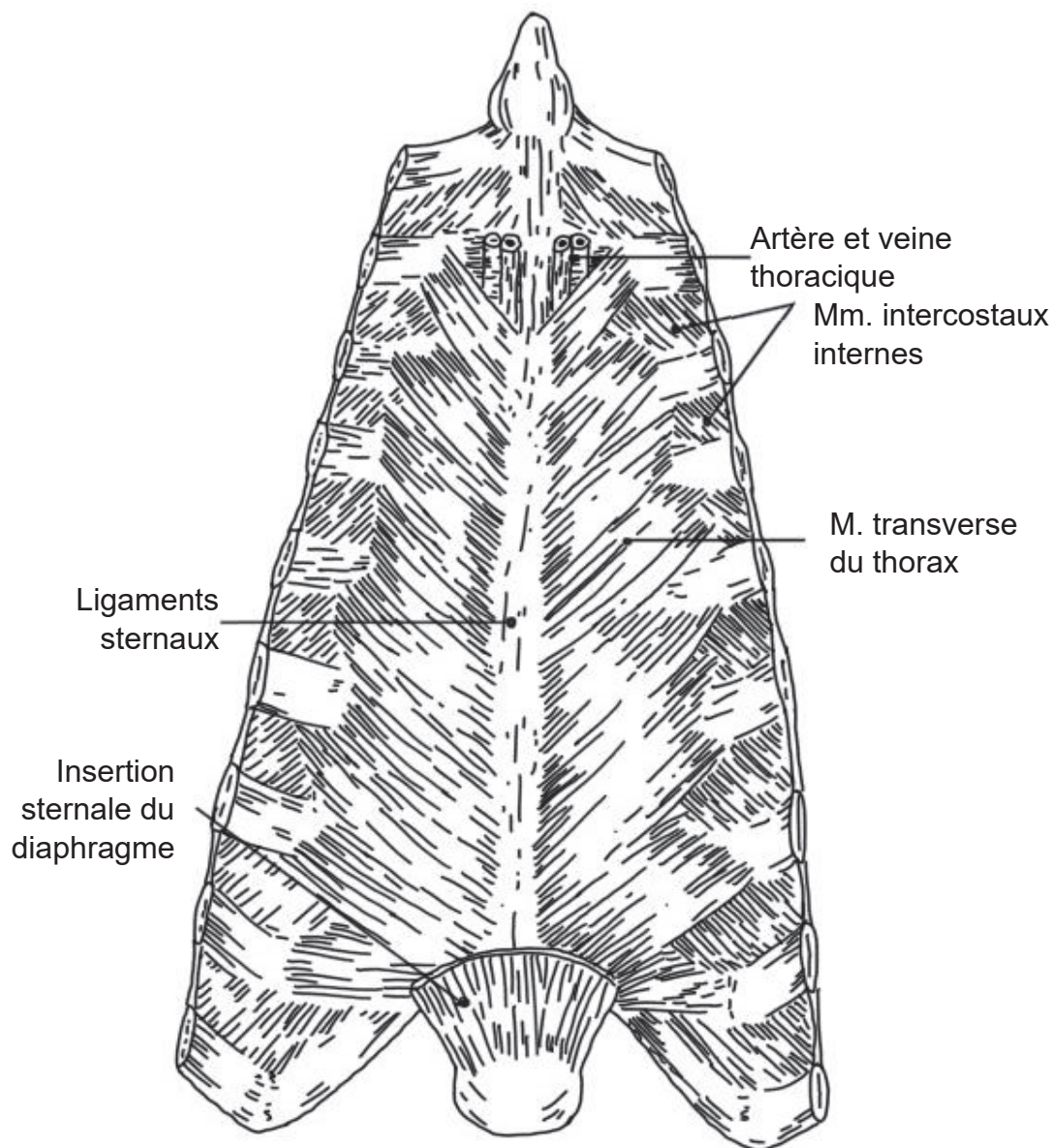


Figure 7 : Muscle transverse du thorax du chien (d'après Barone, 1986)

e. Le diaphragme

Le diaphragme est une cloison musculo-aponévrotique permettant de séparer la cavité thoracique de la cavité abdominale (Figure 8). Il forme un dôme convexe du côté du thorax et permet le maintien du vide pleural. Ses faisceaux présentent une disposition rayonnée et s'étendent de la huitième à la dernière côte. Il s'agit du plus efficace des muscles inspireurs : lors de sa contraction, rythmique et inconsciente, sa convexité diminue et agrandit donc le thorax dans le sens crânio-caudal. De plus, le diaphragme tire également sur les côtes et le sternum auxquels sont liées ses insertions périphériques, permettant ainsi d'agrandir le thorax dans le sens dorso-ventral et transversal.

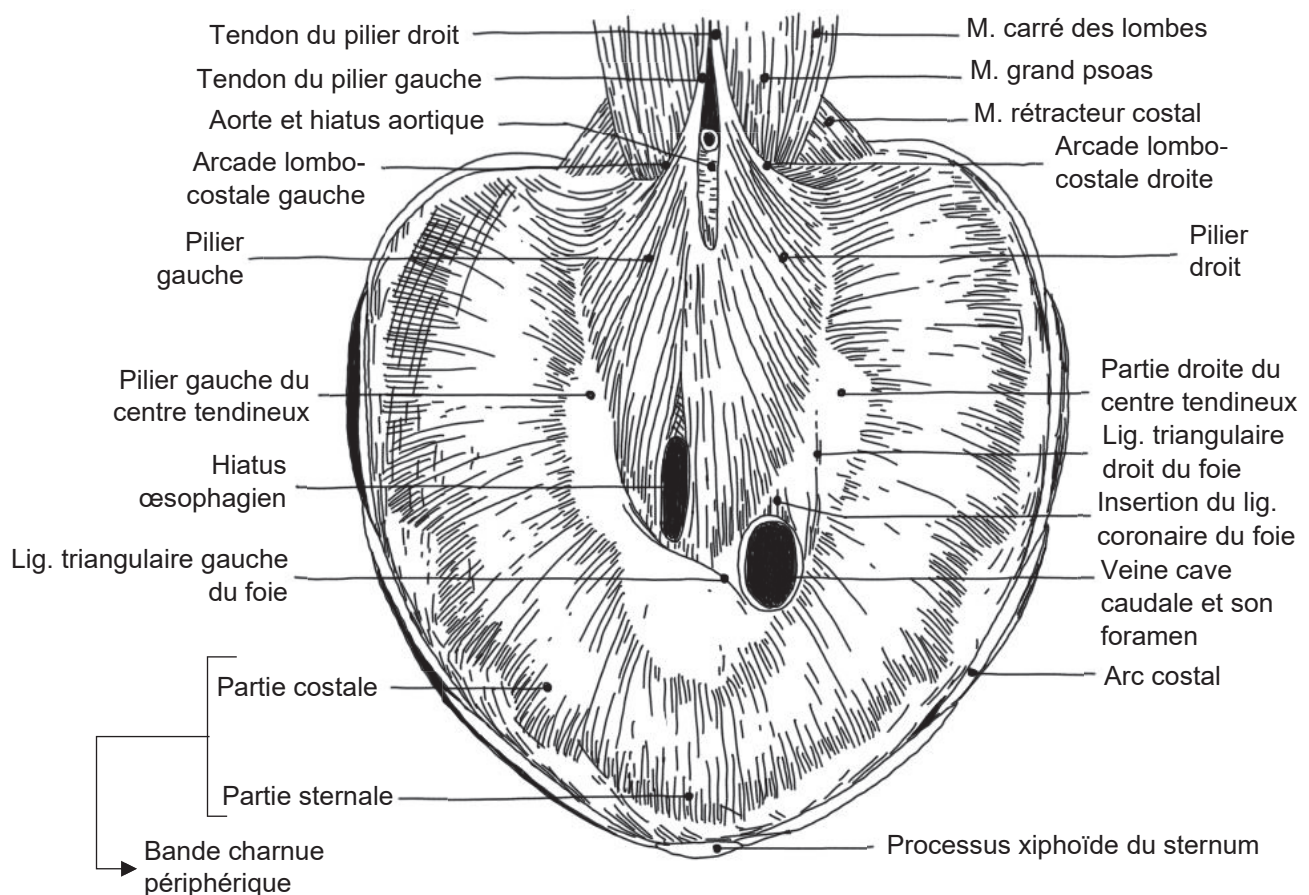


Figure 8 : Diaphragme de chien (vue caudale, d'après Barone, 1986)

II. Technique chirurgicale relative à la sternotomie

La sternotomie est la seule approche chirurgicale permettant un accès à l'entièreté de la cavité thoracique. Il s'agit donc de la chirurgie de choix lorsqu'une exploration est nécessaire. Le taux de complication varie entre 14,1 et 78 % en chirurgie vétérinaire (Bright *et al.*, 1983 ; Ringwald & Birchard, 1989 ; Burton & White, 1996 ; Pelsue *et al.*, 2002 ; Pilot *et al.*, 2022), mais des études ne rapportent pas de différence entre la thoracotomie intercostale et la sternotomie médiane en termes de complications à court terme ou de douleurs post-opératoires (Ringwald & Birchard., 1989 ; Bleakley *et al.*, 2017).

Le patient est placé en décubitus dorsal. La peau et les tissus sous-cutanés sont incisés médialement, en regard du sternum (Figure 9A et 9B). Les muscles pectoraux sont incisés puis réclinés afin de découvrir la ligne médiane des sternèbres (Figure 9C). Le sternum est ouvert, le plus souvent au niveau médial, à l'aide d'une scie oscillante (Figure 9D), en prenant soin de ne pas endommager les organes intrathoraciques (Figure 9E). Les livres de référence de chirurgie recommandent de laisser intact le manubrium ou le xiphoïde, voire les deux, pour plus de stabilité.

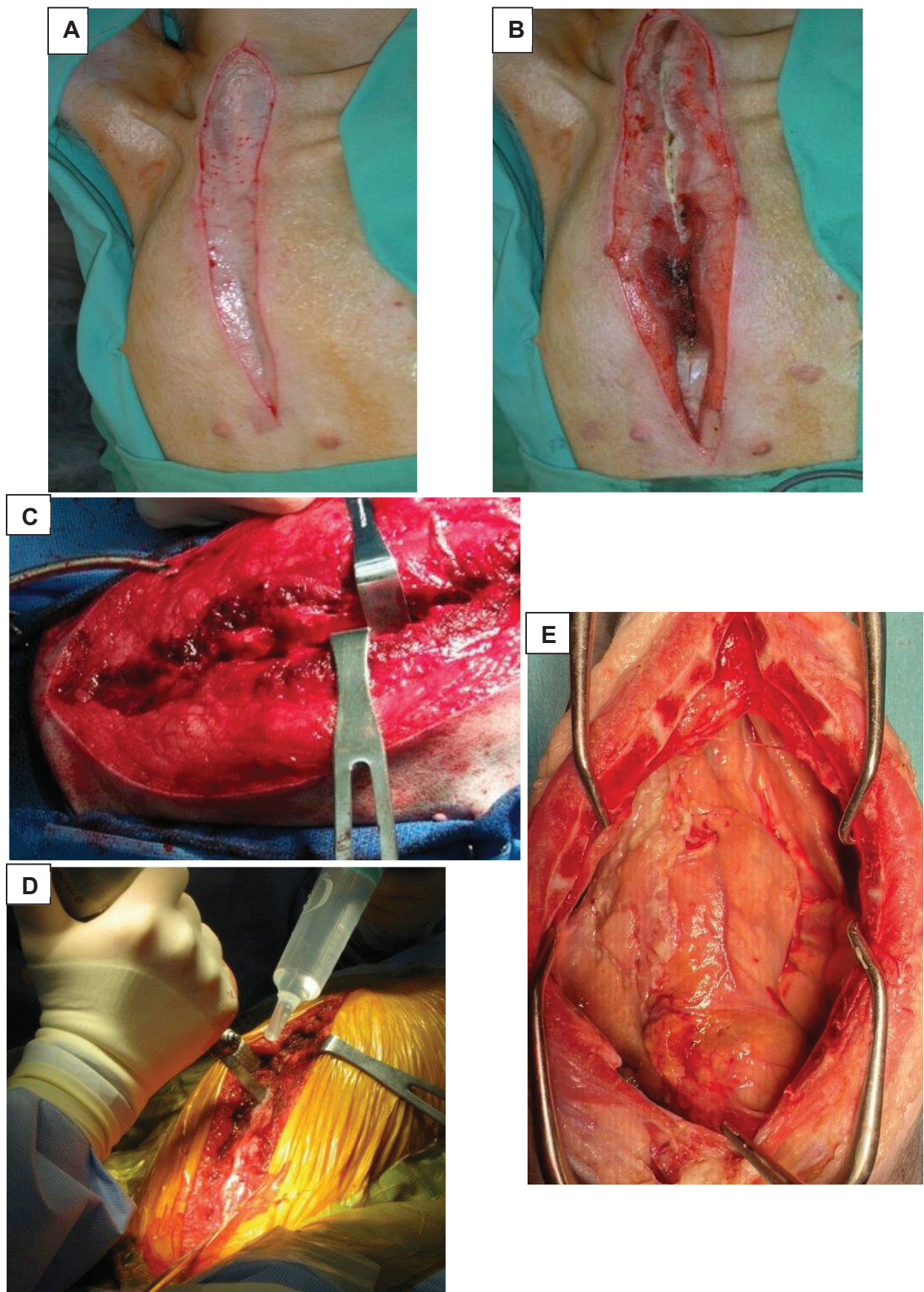


Figure 9 : Etapes d'ouverture d'une sternotomie médiane

(Source : CHANOIT Guillaume)

Avant la fermeture, un drain thoracique est placé dans la plaie en position paramédiane. Il est recommandé de réaliser une suture du sternum à l'aide de cerclage en acier disposé en figure en huit autour de chaque sternèbre en y incluant une jonction costo-sternale (Figure 10). Les différents moyens de fermeture présentés dans la littérature seront développés ultérieurement. Les muscles pectoraux, les tissus cutanés et la peau sont refermés avec des surjets indépendants.

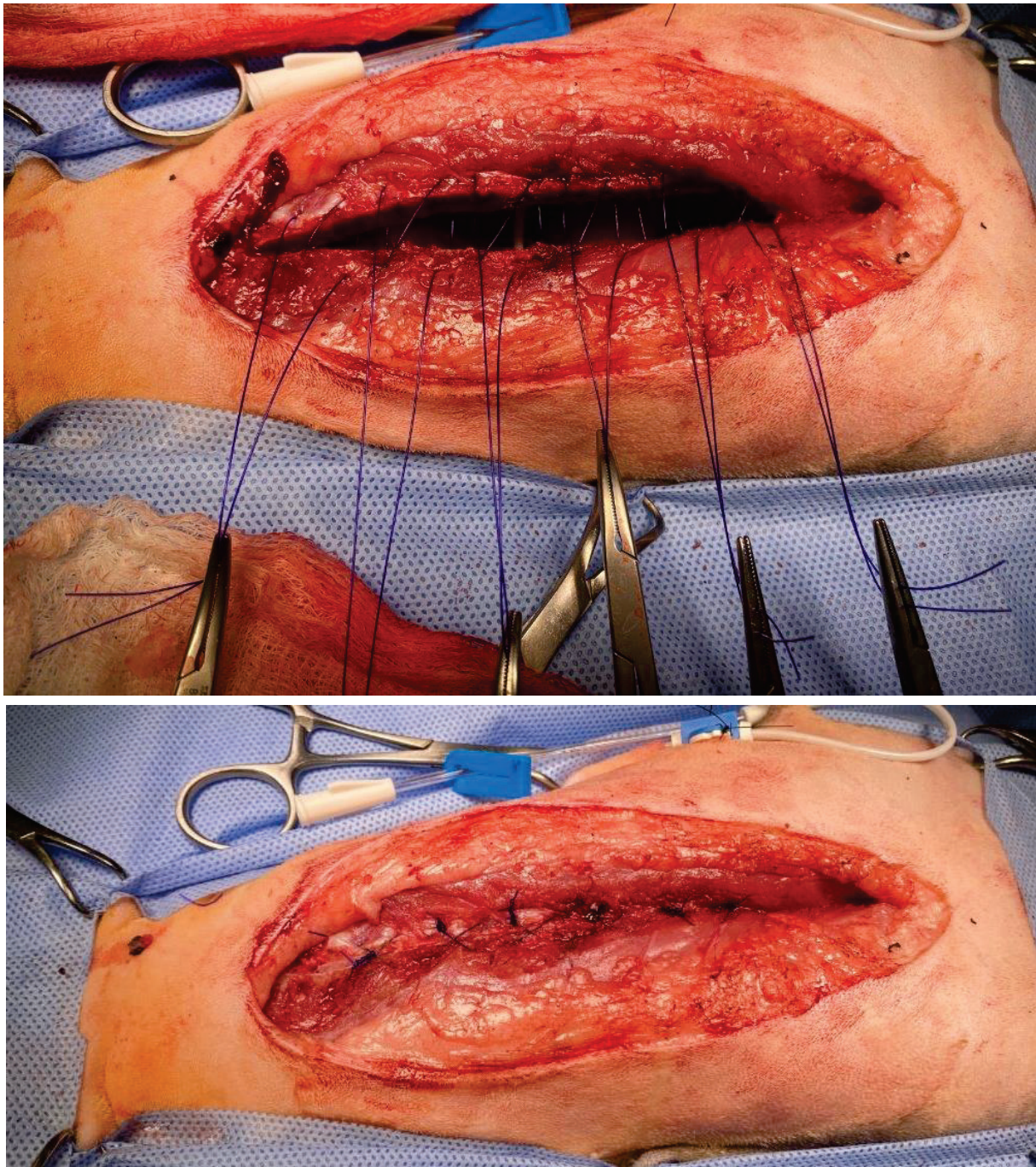


Figure 10 : Etapes de fermeture d'une sternotomie médiane

(Source : CHANOIT Guillaume)

III. Etat des connaissances relatives à la sternotomie chez les carnivores domestiques

1. Etat des connaissances biomécaniques

A ce jour, plus de 40 techniques de fermeture d'une sternotomie médiane ont été décrites dans la littérature humaine et vétérinaire, à la recherche du moyen de fermeture le plus stable. Nous décrivons les techniques les plus communément utilisées en chirurgie vétérinaire.

Le cerclage en acier est souvent présenté comme le *gold standard* pour la fermeture des sternotomies car étant le matériel le plus solide (Davis *et al.*, 2006). Les figures en huit sont préférées aux boucles simples, offrant plus de stabilité (Wangsgard *et al.*, 2008 ; Peeters *et al.*, 2019). Les câbles en acier présentent de meilleurs résultats biomécaniques que les cerclages simples (Cohen & Griffin, 2002 ; Wangsgard *et al.*, 2008), mais ceux-ci ne sont pas décrits dans la littérature vétérinaire à ce jour.

Les fils de sutures ont également été testés lors d'études. En chirurgie vétérinaire, dans l'étude de Gines *et al.* en 2011, il est suggéré que le polydioxanone (monofilament résorbable lent) peut représenter une alternative au cerclage en acier. Il n'a pas été montré de différence de déplacement à des charges allant jusqu'à 400 N et lors de la rupture. Des résultats similaires sont présentés dans l'étude de McCready *et al.* de 2015, qui compare un monofilament en nylon et le cerclage en acier.

D'autres implants sont testés dans la littérature, à l'instar du polyéthylène d'ultra haut poids moléculaire (UHMWPE) tel que le FiberTape® testé dans notre étude. Ce type d'implant est testé en chirurgie humaine (Ando *et al.*, 2016 ; DiGiorgi, 2021) et en chirurgie vétérinaire (Rivenburg *et al.*, 2023). Cet implant présente l'avantage d'être plus flexible et maniable que le cerclage en acier, et présente également de meilleures propriétés biomécaniques que les fils en nylon, à savoir une meilleure résistance et une raideur plus importante (Burgess *et al.*, 2010). Dans la revue comparant les cerclages utilisés en chirurgie orthopédique de Peeters *et al.* de 2019, le cerclage en acier est présenté comme inférieur aux cerclages non métalliques type UHMWPE. En revanche, dans l'étude de Rivenburg *et al.* de 2023, l'implant testé présente des propriétés biomécaniques similaires au cerclage en acier, si ce n'est une raideur moindre, compatible avec les propriétés mécaniques des polymères et des métaux.

Certaines études développent également des techniques plus originales, à l'instar de l'article publié par Park *et al.* en 2024 qui compare des agrafes en acier et en nitinol (alliage de nickel et de titane) au cerclage en acier.

Les études biomécaniques sur les sternotomies en chirurgie vétérinaire n'ont été, jusqu'à présent, réalisées qu'au travers d'essais de traction : à ce jour, aucune étude cyclique n'a encore été publiée dans la littérature vétérinaire. Les essais cycliques sont en revanche plutôt courants en médecine humaine (Casha *et al.*, 2001 ; Wangsgard *et al.*, 2008 ; Wilson *et al.*, 2014). Ces tests de fatigue présentent un intérêt clinique non négligeable : en effet, la fatigue mécanique peut entraîner une rupture du montage à des charges inférieures par rapport aux tests de traction seuls (Callister & Rethwisch, 2018). Les cycles permettent ainsi de mimer la respiration et la toux en fonction des gammes de forces choisies sur une période donnée. En plus de potentiellement détendre le montage, les impacts cycliques réguliers imposés par la respiration et la toux peuvent provoquer la coupe de l'implant à travers l'os, observé même sur des fils de polyester tressés (Casha *et al.*, 2001).

Concernant la technique chirurgicale, la sternotomie médiane est la technique la plus recommandée et est celle qui est le plus souvent utilisée dans les études biomécaniques. Une étude de Küçükduymaz de 2013 présente une technique de sternotomie « entrelacée » sur des sternums de mouton, ayant des propriétés biomécaniques supérieures à la sternotomie médiane classique et offrant ainsi une meilleure stabilité. Ces résultats sont étayés dans une étude clinique de Joshi *et al.* de 2004, mais cette technique reste peu décrite dans la littérature chez l'Homme à ce jour, et n'est pas du tout décrite en médecine vétérinaire : les carnivores domestiques présentant un sternum plus fin que les humains, une figure en S lors de la coupe du sternum semble difficilement réalisable.

2. Etat des connaissances cliniques

Les connaissances cliniques sur la sternotomie s'intéressent surtout au risque de complications post-opératoires. Le taux de complications varie entre 14,1 et 78 % en chirurgie vétérinaire (Bright *et al.*, 1983 ; Ringwald & Birchard, 1989 ; Burton & White, 1996 ; Pelsue *et al.*, 2002 ; Pilot *et al.*, 2022) contre un intervalle de 0,5 à 8 % en chirurgie humaine (Serry *et al.*, 1980 ; El Oakley *et al.*, 1996 ; Francel, 2004 ; Ramzisham *et al.*, 2009). Les complications les plus communes sont la formation d'un

sérome, la déhiscence de la peau, la douleur post-opératoire ou encore l'ostéomyélite (Bright *et al.*, 1983 ; Ringwald & Birchard, 1989 ; Burton & White, 1996 ; Pelsue *et al.*, 2002 ; Pilot *et al.*, 2022). Les complications semblent moins fréquentes chez les chats, avec un taux rapporté de 7,7% (Hennet *et al.*, 2022). Les études biomécaniques sont un précurseur aux études cliniques afin de déterminer l'implant qui assurera le plus de stabilité durant la cicatrisation. Les complications post-opératoires peuvent ainsi allonger le temps d'hospitalisation en post-opératoire immédiat et augmentent également la mortalité et la morbidité dues au risque d'infection (Orhan *et al.*, 2017).

Malgré ses qualités biomécaniques avérées, le cerclage en acier présente des inconvénients cliniques : il est en effet plus difficile à manipuler, peut percer les gants du manipulateur et est légèrement plus chronophage lors de la chirurgie (Pelsue *et al.*, 2002). La pertinence du cerclage en acier est aussi débattue dans certains articles (Wilson *et al.*, 2014) car son application peut être source d'imprécision dans la tenue du serrage en l'absence de tendeur calibré et en fonction de l'opérateur et peut créer des zones de pression sur le sternum, prédisposant à la rupture (Wangsgard *et al.*, 2008). De plus, le cerclage en acier peut couper l'os et le fragiliser. Il est déconseillé d'utiliser un cerclage en acier sur des patients atteints d'ostéoporose ou d'obésité. Cette particularité est tout de même moins marquée lors du positionnement du cerclage en figures en huit plutôt qu'en boucles simples sur le sternum (Orhan *et al.*, 2017). Il présente également l'inconvénient d'être radio-opaque, contrairement à d'autres implants tels que les fils de suture ou le polyéthylène.

Le polydioxanone présente l'avantage d'être résorbable, et diminue ainsi le risque de réaction inflammatoire ou de traumatismes avec l'implant, qui pourraient survenir lors de réparations avec du cerclage en acier. La fiabilité du polydioxanone est discutée dans certaines études cliniques : dans l'article de Van Sterknborg *et al.* de 1990, l'étude est stoppée à cause de ruptures d'implants trop fréquentes avec du polydioxanone par rapport aux autres implants habituellement utilisés (cerclage en acier et polyester tressé), tandis que dans l'étude de Keçeligil *et al.* de 2000 ou de Kreitmann *et al.* de 1992, le polydioxanone est présenté comme une alternative sûre pour la fermeture de sternotomie et il est rapporté dans l'étude de Luciani *et al.* de 2006 que le polydioxanone entraîne moins de déhiscences que le cerclage en acier. Dans la littérature vétérinaire, les fils de suture type polydioxanone sont souvent déconseillés pour la fermeture de sternotomies sur les chiens de grande taille (Pelsue

et al., 2002). Néanmoins, il n'y a pas de corrélation directe entre les résultats de cette étude et les recommandations cliniques proposées par les auteurs (Howes & Chanoit, 2018). Dans la littérature vétérinaire, l'étude de Pilot *et al.* en 2022 compare les taux de complications entre les sternotomies réparées avec un cerclage en acier et celles réparées avec du polydioxanone et ne met pas en évidence de différence significative entre les deux implants. Ce résultat correspond à ceux obtenus dans l'étude de Rossanese & Tomlinson de 2020 ou de Pelsue *et al.* de 2002.

L'impact clinique du FiberTape® est également discuté dans la littérature. L'étude de DiGiorgi de 2021 montre que le taux de complications n'est pas plus élevé avec cet implant. En revanche, les implants type FiberTape® présentent une adhérence bactérienne élevée par leur nature tressée (Masini *et al.*, 2011), pouvant favoriser les complications bactériennes, notamment en cas de pyothorax par exemple.

De plus, la technique chirurgicale est également essentielle à discuter en fonction des complications post-opératoires qu'elle peut engendrer. Ainsi, la sternotomie médiane est la méthode de choix : en effet, une étude démontre l'instabilité provoquée par une sternotomie paramédiane en post-opératoire, conduisant à un taux de complications plus élevés (Zeitani *et al.*, 2006).

Outre les complications, il est également intéressant de s'intéresser à la douleur post-opératoire, et comment le choix de l'implant peut impacter cette dernière. Ainsi, dans l'étude de Pelsue *et al.* de 2002, aucune différence significative concernant la douleur post-opératoire entre une sternotomie réparée avec une suture monofilament en polybutester et une sternotomie réparée avec un cerclage en acier de 20 gauge n'est mise en évidence.

Enfin, il est essentiel de s'intéresser aux données disponibles sur la cicatrisation des sternums après une sternotomie. Dans l'étude de Bright *et al.* de 1989, un chien sur les neuf inclus dans l'étude présente une cicatrisation osseuse complète 30 jours après l'intervention, deux présentent une cicatrisation partielle et les six derniers ne montraient aucune preuve de cal osseux. L'étude de Pelsue *et al.* de 2002 montre un écartement des deux hémis-sternums significativement inférieur lors d'une réparation avec un cerclage en acier par rapport à une réparation avec une suture en polybutester. En revanche, le degré de lyse et de cicatrisation était similaire entre les deux groupes. Dans leur étude, aucun sternum ne présentait de cicatrisation osseuse complète à 30 jours. Les analyses histologiques des deux groupes ont montré une

inflammation et une fibrose plus importante pour les sternums réparés avec du fil de suture sans présence de pontage, tandis que les sternums réparés avec du cerclage montrent de meilleurs signes de cicatrisation, avec des signes de pontage chondral voire ostéochondral : la cicatrisation semble meilleure avec un cerclage en acier qu'avec du fil de suture.

3. Etat des connaissances sur les modèles analogiques osseux

A ce jour, aucun modèle osseux de sternum n'a encore été validé dans la littérature vétérinaire. Des modèles sont développés pour des essais biomécaniques sur d'autres os comme la jonction lombo-sacrée reproduite en polymère ABS (acrylonitrile butadiène styrène) dans l'étude de Pj. de 2017. Cette pratique est également largement répandue en médecine humaine, et de nombreuses études utilisent des pièces imprimées en 3D pour leurs essais biomécaniques sur des sternums notamment (Cohen & Griffin, 2002 ; Trumble *et al.*, 2002 ; Zeitani *et al.*, 2006 ; Wangsgard *et al.*, 2008 ; Wilson *et al.*, 2014 ; Orhan *et al.*, 2017). Différents matériaux sont utilisés : polycarbonate, polyuréthane, ABS, polymère photopolymérisable ou photoréticulant, polyétheréthercétone pour n'en citer que quelques-uns (Cohen & Griffin, 2002 ; Trumble *et al.*, 2002 ; Zeitani *et al.*, 2006 ; Wangsgard *et al.*, 2008 ; Wilson *et al.*, 2014 ; Favier *et al.*, 2017 ; Orhan *et al.*, 2017 ; McMillan *et al.*, 2020).

Le seul article proposant un modèle analogique osseux de sternum dans la littérature vétérinaire à ce jour est celui de Park *et al.* publié en 2024. Le modèle utilisé est en polycarbonate, un matériau ayant des propriétés analogues à l'os cortical. Aucune validation du modèle n'est mentionnée dans l'étude. Le polycarbonate est un matériau utilisé pour d'autres essais biomécaniques en médecine humaine : il représente par exemple un bon substitut pour créer des crânes d'entraînement pour des formations en endoscopie intracrânienne (Favier *et al.*, 2017) car il présente un mode de fracture similaire aux os et une bonne reproduction de l'anatomie après impression. Il présente également de bonnes performances dans l'étude de McMillan *et al.* de 2020 qui compare différents matériaux pour des modèles d'os temporaux à des fins pédagogiques.

Le polyuréthane est un matériau développé par Hein *et al.* dans une étude de 1987 afin de créer un substitut d'os spongieux. Il est formé par un mélange de résine et d'isocyanate. En variant la quantité des deux composants, le polyuréthane peut couvrir

une gamme de propriétés mécaniques différentes (Szivek *et al.*, 1993 ; Miyashiro *et al.*, 2009) : en diminuant le ratio résine sur isocyanate, le polyuréthane devient moins compliant, tout en conservant des propriétés mécaniques propres à l'os trabéculaire mais le meilleur ratio évalué par Miyashiro *et al.* est 1:1. Le polyuréthane est le matériau utilisé dans l'étude de Trumble *et al.* en 2002 validant un modèle analogique osseux de sternum humain. Ce modèle est repris par de nombreuses études ensuite (Zeitani *et al.*, 2006 ; Wangsgard *et al.*, 2008 ; Wilson *et al.*, 2014 ; Orhan *et al.*, 2017) afin de faciliter les essais et de s'affranchir des variabilités individuelles des pièces anatomiques.

Certaines études mélangent les matériaux, afin de reproduire au mieux les conditions réelles. Ainsi, l'étude de Park *et al.* en 2023 utilise des modèles de membres postérieurs avec du polyuréthane à l'intérieur pour recréer l'os spongieux, recouvert par une résine en photopolymère pour recréer l'os cortical.

PARTIE 2 - ETUDE EXPERIMENTALE :

VALIDATION D'UN MODELE

Dans cette partie, nous nous intéressons à la validation de notre modèle analogique osseux de sternum de grand chien : les techniques expérimentales sont présentées dans un premier temps, puis les résultats sont présentés et discutés.

I. Matériels et méthodes

1. Contexte de l'étude

La plupart des études en orthopédie vétérinaire exploitent des données issues de cadavres et peu utilisent des modèles osseux imprimés en 3D (Park *et al.*, 2024). L'utilisation de pièces anatomiques est parfois citée comme un des facteurs limitant dans des études (Rivenburg *et al.*, 2023) en raison du faible nombre de cadavres étudiés. En médecine humaine, un modèle analogique osseux de sternum a été validé en 2002 (Trumble *et al.*, 2002).

L'un des objectifs de notre étude est donc de s'affranchir de la disponibilité des pièces anatomiques et de créer un modèle analogique afin de disposer d'un grand nombre de pièces et d'assurer la répétabilité des essais réalisés, tout en respectant une démarche plus éthique.

Pour créer ce modèle, nous avons tout d'abord dû déterminer la densité osseuse des sternums. Notre hypothèse est que le polyuréthane aurait une densité proche de celle retrouvée physiologiquement tout en satisfaisant les contraintes de fabrication (Szivek *et al.*, 1993 ; Trumble *et al.*, 2002). Un modèle a été reconstruit en 3D à partir d'un scanner. Des pièces anatomiques ont pu être récupérées et préparées afin de les comparer au modèle ainsi obtenu. Toutes les pièces ont ainsi subi une sternotomie totale et ont été refermées avec du polydioxanone. Des essais biomécaniques ont alors pu être réalisés sur une presse servohydraulique (Shimadzu AGS-X Series, France) afin de valider le modèle.

2. Sélection et préparation des pièces anatomiques

a. Échantillons

Au total, huit sternums ont été recueillis sur des chiens morts ou euthanasiés pour des raisons non liées à l'étude. Parmi eux, trois ont été endommagés lors de la préparation des pièces et ont donc été inutilisables. Cinq sternums ont donc été retenus pour notre étude. Les poids des chiens variaient de 25 à 53 kg et l'échantillon comprenait deux mâles et trois femelles. Différentes races étaient représentées (Croisé, Labrador Retriever, Rhodesian Ridgeback, Sharpei) et les chiens étaient d'âge moyen à avancé (entre 8 et 13 ans) (Tableau I).

Tableau I : Caractéristiques des échantillons de sternums cadavériques

	Poids	Sexe	Âge	Race
Echantillon 1	25 kg	Femelle	11 ans	Croisée
Echantillon 2	48 kg	Femelle	9 ans	Croisée
Echantillon 3	53 kg	Mâle	10 ans	Rhodesian Ridgeback
Echantillon 4	25 kg	Mâle	8 ans	Sharpei
Echantillon 5	31 kg	Femelle	13 ans	Labrador Retriever

b. Dissection des sternums de chien

Les sternums ont été récupérés des cadavres par section des côtes de part et d'autre de la cage thoracique. Après avoir retiré les tissus mous sur l'ensemble du sternum et des sternèbres (Figure 11), celles-ci ont été coupées à environ 2 cm du sternum. Les pièces ont ensuite été chacune enroulées dans du papier absorbant imbibé de solution NaCl 0,9% et stockées séparément dans un sachet de conservation fermé. Elles ont été congelées à -20°C jusqu'à leur préparation pour l'étude.



Figure 11 : Sternum disséqué avant section des côtes

c. Préparation des sternums

Les sternums ont été décongelés progressivement sur 24h à température ambiante, en maintenant l'humidité au sein du sachet de conservation. Une sternotomie totale a été réalisée sur chaque pièce à l'aide d'une scie oscillante (Figure 12). Ils ont ensuite été réparés à l'aide de polydioxanone USP 1 en figures en huit centrées sur les sternèbres et sécurisées à l'aide d'un nœud de chirurgien suivi de cinq nœuds simples (Figure 13). Ainsi, huit sutures ont été placées : une suture par côte pour les côtes 1 à 7 et une même suture pour les côtes 8 et 9.



Figure 12 : Sternotomie totale sur l'une des pièces anatomiques

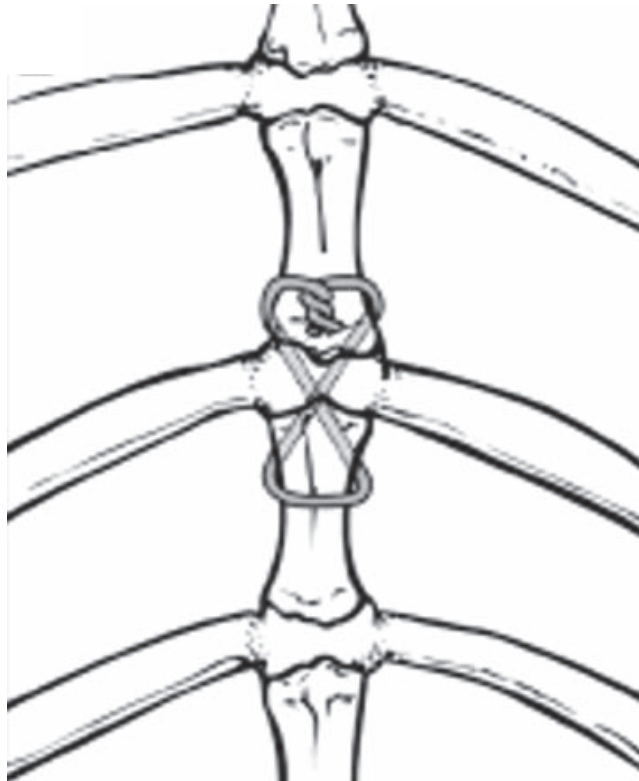


Figure 13 : Schéma d'une réparation en figure en huit (Source : Davis et al., 2006)

Afin de pouvoir placer les sternums au sein de la presse servohydraulique, ils ont été résinés dans des boîtes fabriquées sur mesure à l'aide de panneaux en PVC. Des abaisses langues ont été placés entre les sternèbres et sous le manubrium et le processus xyphoïde afin de maintenir chaque sternum droit avant la mise en résine du premier côté (Figure 14A). Trois broches ont ensuite été placées dans les côtes 2, 4 et 7 pour maintenir le montage boîte-sternum fixe (Figure 14B). Les abaisses langues entre les sternèbres ont été retirés et la résine a été coulée (Figure 14C).

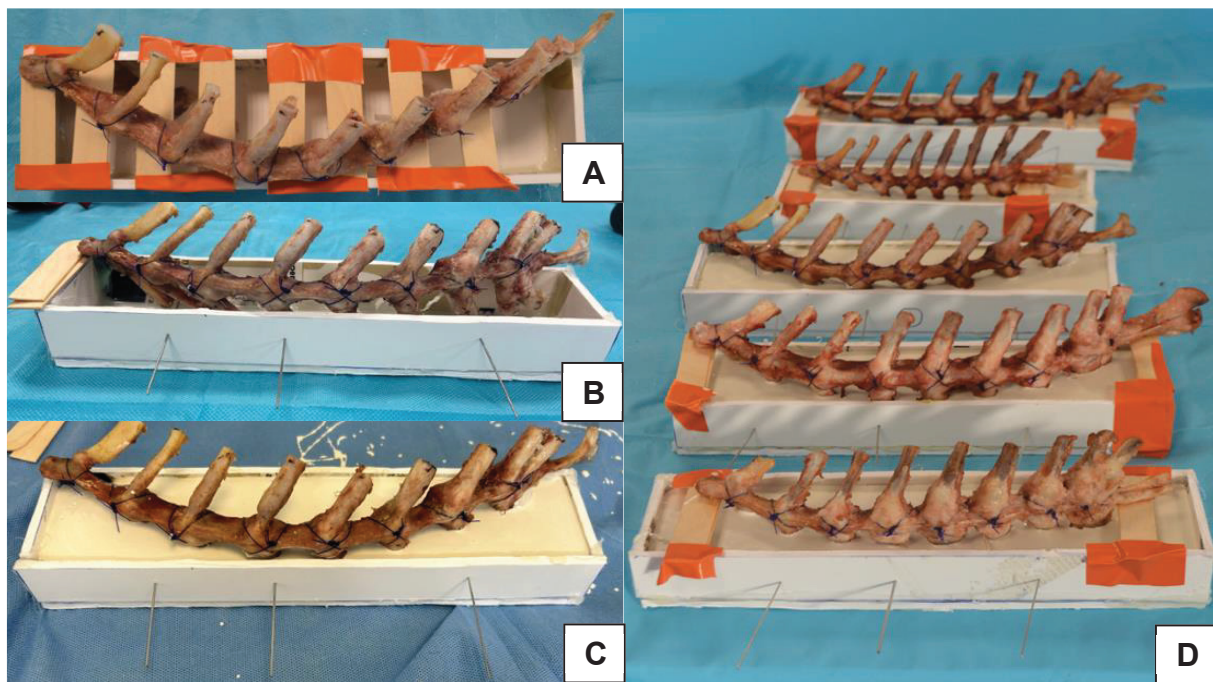


Figure 14 : Fixation des sternums dans les boîtes en PVC avec la résine. Maintien du sternum à l'horizontale à l'aide d'abaisses langues (A), mise en place des broches dans les côtes 2, 4 et 7 et retrait des abaisses langues (B), coulage de la résine (C). Le processus est répété pour les cinq pièces (D)

La résine utilisée est une résine synthétique polymérique de polyuréthane SikaBiresin®, constituée d'un mélange de polyol et d'un durcisseur à base d'isocyanate (ratio volumétrique de 50% et 50%).

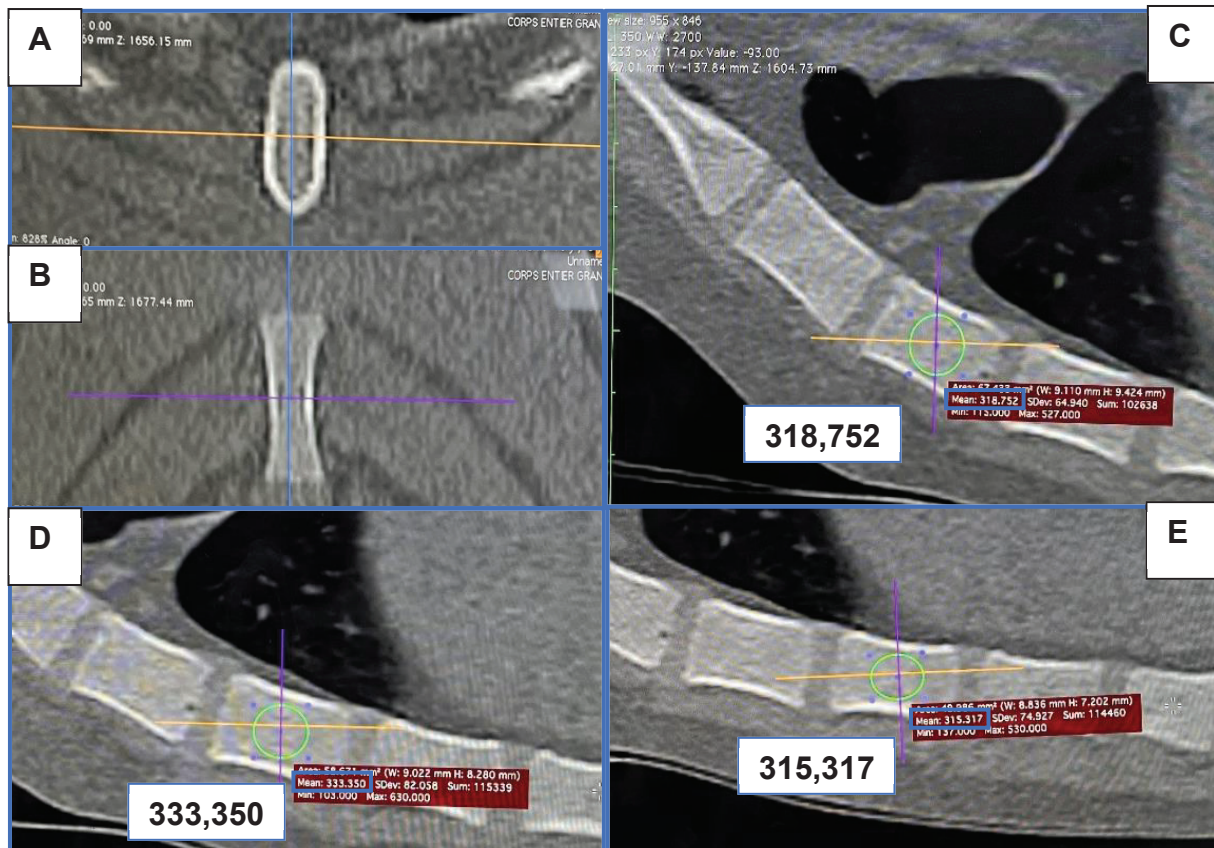
Une fois le mélange durci, les boîtes ont été conservées moins de 24h au réfrigérateur dans leur sachet de conservation, les sternums toujours maintenus humides à l'aide du papier absorbant imbibé de NaCl 0,9% afin d'éviter toute détérioration. L'opération a alors été répétée de l'autre côté et les conditions de conservations restent inchangées. Vingt-quatre heures après, les essais ont été réalisés.

3. Conception du modèle

a. Analyse de scanners

Afin de déterminer la densité osseuse du sternum, nous nous basons sur les unités Hounsfield (HU) fournies par un scanner non calibré. Cette méthode, décrite par Schwaiger *et al.* en 2014, permet en effet d'obtenir une approximation de la densité minérale osseuse à partir des unités Hounsfield grâce à une formule mathématique (Figure 15).

Ainsi, dix scanners ont été analysés via le logiciel Horos® en se basant sur trois sternèbres par scanner (sternèbres 3, 4 et 5, Figure 17C, 17D et 17E respectivement). Les chiens sont d'âge, de sexes et de races variables. Les signalements des chiens dont les scanners sont issus ainsi que les résultats obtenus sont regroupés dans l'annexe 1.



Moyenne HU : 322,47

DOM (g/cm³) : $0,78 \times 322,47 \times 0,001 = 0,25$

Figure 15 : Estimation de la densité osseuse moyenne (DOM) à l'aide des unités Hounsfield (HU) et de la formule de Schwaiger et al. (A : centrage de la mesure dans le plan transversal, B : dans le plan frontal et C, D, E : dans le plan sagittal pour les sternèbres 3, 4 et 5 respectivement)

Une moyenne a été réalisée pour les trois mesures par scanner, puis une moyenne sur les dix scanners a été calculée et a permis d'aboutir à la densité suivante : $0,26 \pm 0,02 \text{ g/cm}^3$ (moyenne $\pm$ écart-type).

b. Impression du modèle

Une reconstruction 3D d'un sternum a été obtenue à partir d'un scanner thoracique d'un chien mâle croisé de sept ans pesant 28 kg. Un centimètre de côte a été conservé de part et d'autre du sternum. Une structure rectangulaire a été ajoutée

au bout des côtes de chaque côté afin de faciliter l'insertion et le maintien du modèle dans la presse servohydraulique (Figure 16).

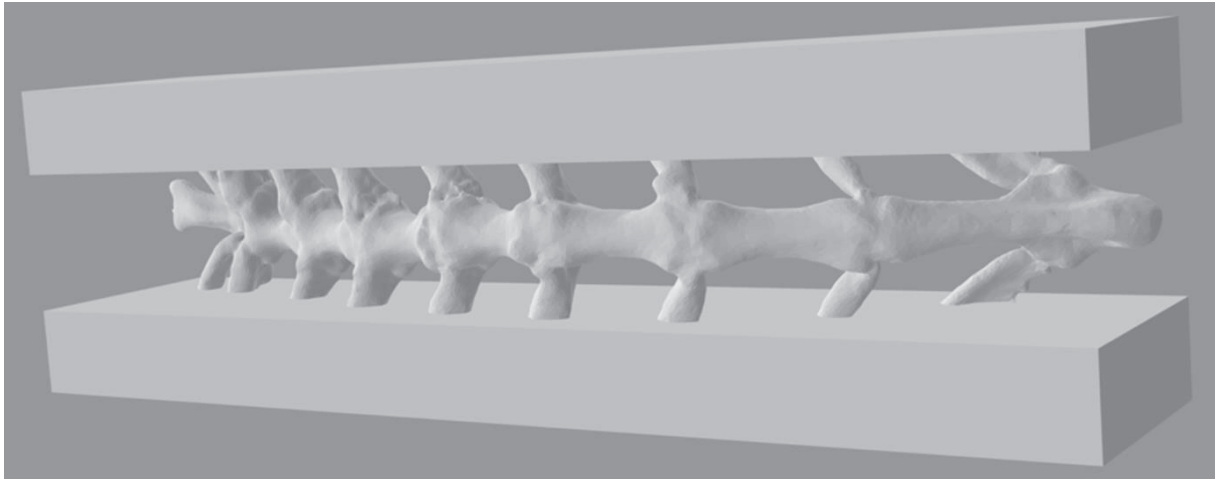


Figure 16 : Modèle 3D d'un sternum réalisé à partir d'un scanner de chien avec conception de structures d'attache latéralement

Le modèle 3D a été imprimé par le laboratoire ELLIADD (UR 4661) en polyuréthane (plaque de labelite, densité à $0,35 \text{ g/cm}^3$) dont la densité approche celle de l'os spongieux du sternum de chien comme trouvé précédemment et respectant les contraintes de fabrication (Figure 17).

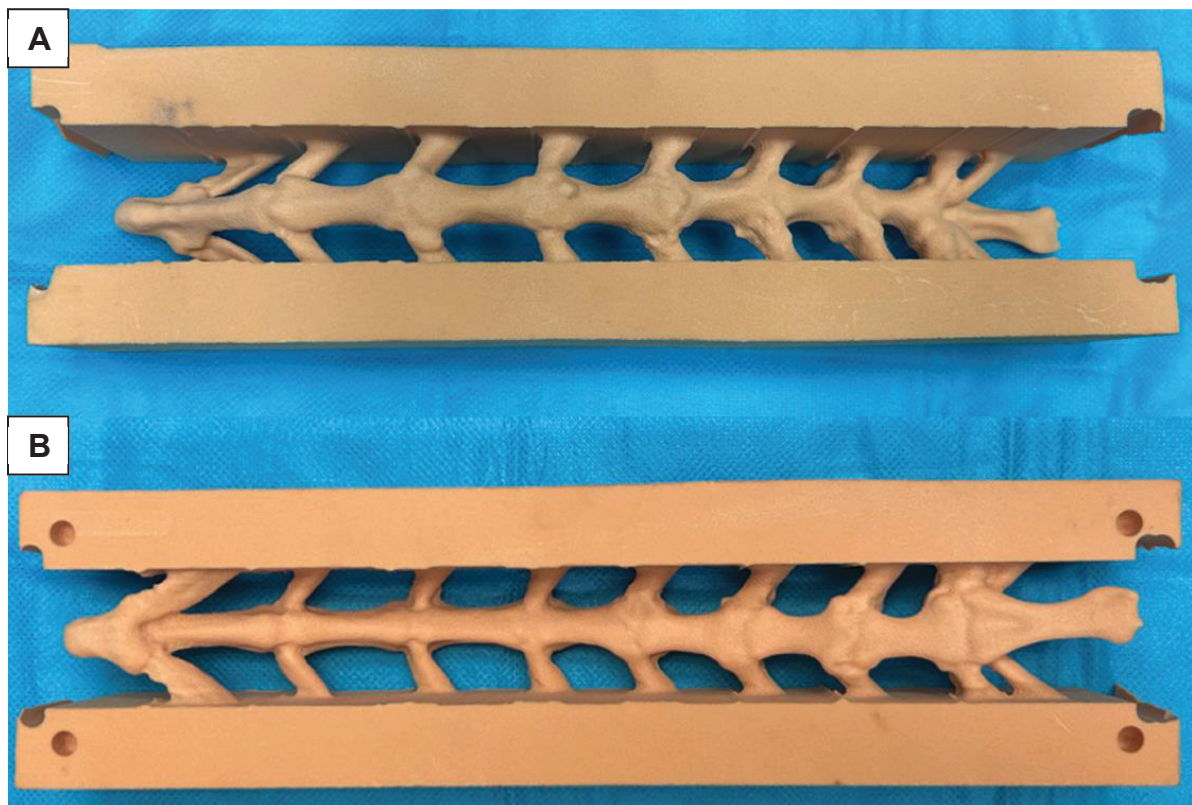


Figure 17 : Modèle de sternum en polyuréthane (A : vue ventrale ; B : vue dorsale)

c. Préparation des modèles

Pour la validation du modèle, cinq ont subi une sternotomie totale à l'aide d'une scie oscillante (Figure 18). Ils ont ensuite été réparés à l'aide de polydioxanone USP 1 en figures en huit centrées sur les sternèbres à l'instar des pièces anatomiques en maintenant les sternums en place à l'aide de deux serre-joints à visser (Figure 19).

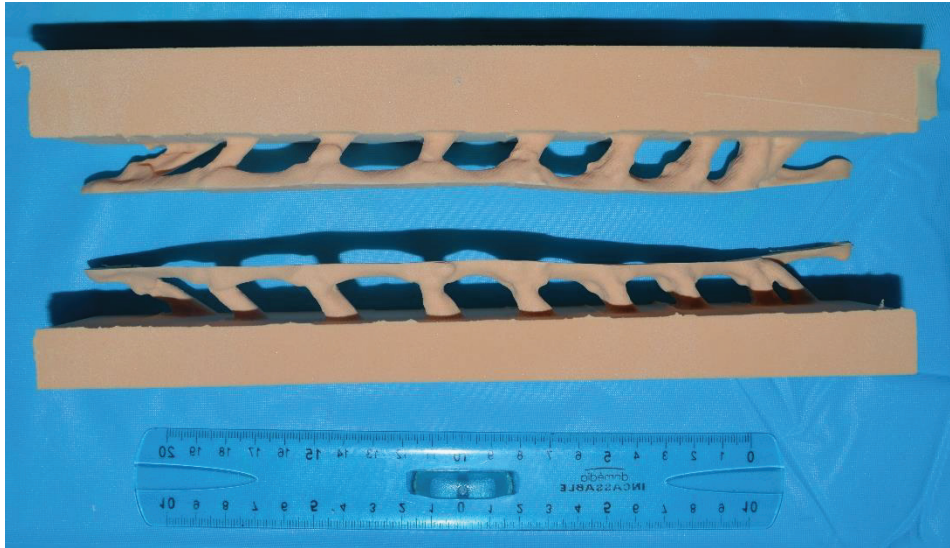


Figure 18 : Sternotomie totale sur un modèle en polyuréthane (vue ventrale)

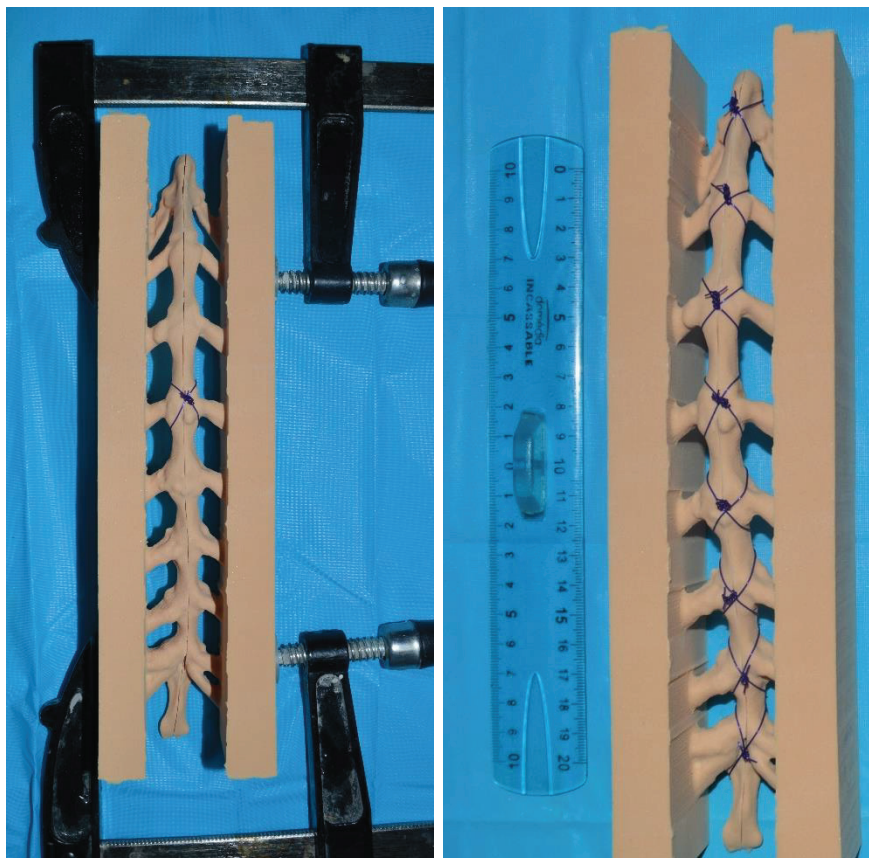


Figure 19 : Réparation de la sternotomie avec du polydioxanone USP 1 (maintien en place avec des serre-joints, vues ventrales)

4. Essais de traction

a. Mise en place sur la machine de biomécanique

Les échantillons ont été placés dans la presse servohydraulique (Shimadzu AGS-X Series, France) équipée d'une cellule de charge de 10 kN. Afin de maintenir les pièces en place, un système de fixation sur mesure a été conçu pour fixer les échantillons à la machine, constitué de deux mords ayant chacun une partie mobile à l'arrière qu'il est possible de resserrer (Figure 20). La partie du bas est d'abord serrée avec l'échantillon en place (modèle ou pièce anatomique) dont l'horizontalité est vérifiée à l'aide d'un niveau. La partie du haut est alors abaissée et serrée à l'échantillon (Figure 21). Chaque échantillon a été préchargé à 20 N afin de mettre en tension les sutures.

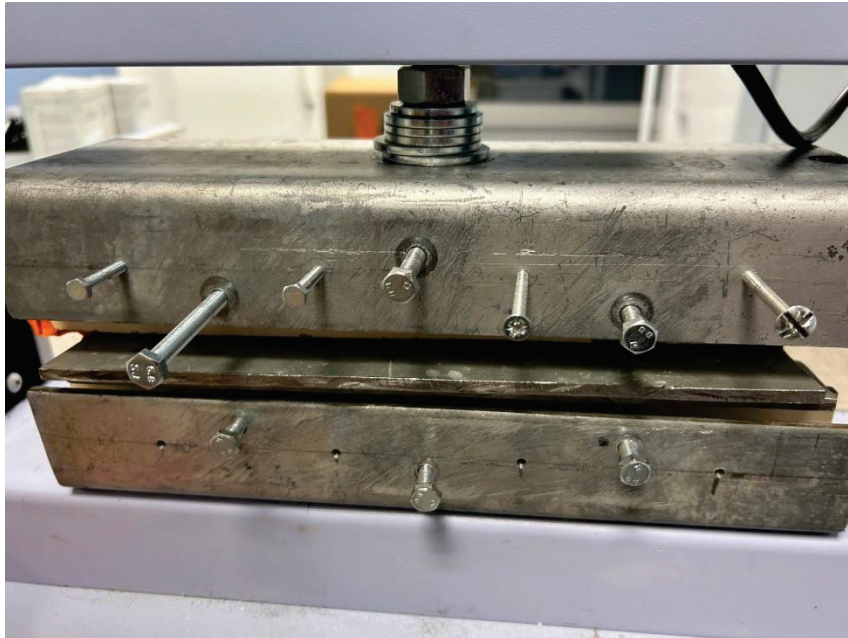


Figure 20 : Moyens de fixation réglables sur les mords encadrants les pièces mises en place sur la presse



Figure 21 : Fixation des pièces à la presse et vérification de l'horizontalité avec un niveau

b. Protocole des essais de traction

Un test de traction de 20 à 160 N à une vitesse de 10 mm/min en direction latérale a été effectué. Tous les 20 N, une pause de 5 secondes était marquée afin de prendre une photo du montage. Les essais étaient filmés.

c. Données analysées

Sur les photos acquises durant les essais, des mesures ont été réalisées sur trois portions du sternum : manubrium, sternum moyen et processus xiphoïde. Pour cela, des points au marqueur ont été ajoutés sur certaines pièces anatomiques afin de repérer le bon pixel et ainsi suivre toujours la même distance. Sur d'autres, des traces de résine ou des repères approximatifs ont été choisis afin d'essayer de suivre toujours le même pixel. Deux repères ont été choisis sur le processus xiphoïde, trois sur le sternum moyen et trois sur le manubrium (Figure 22). Sur les modèles, la fente résultant de l'écartement du sternum a été suivie approximativement en essayant de se repérer arbitrairement toujours au même pixel (Figure 23). Les mesures de distance effectuées à chaque palier de charge ont permis d'aboutir à un déplacement en millimètres.

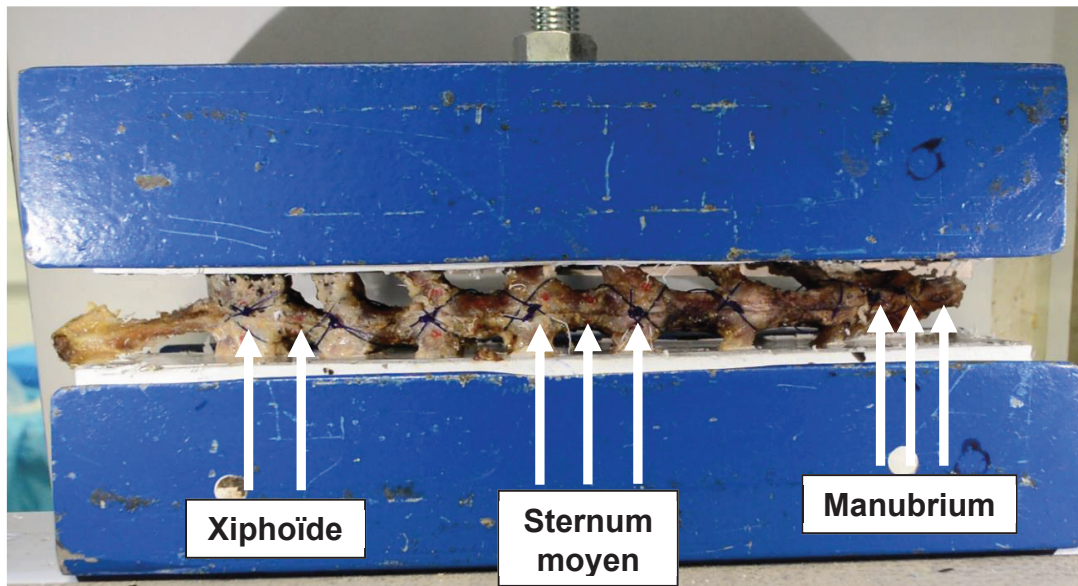


Figure 22 : Suivi du déplacement grâce à des points au marqueur ou des traces de résine sur les pièces anatomiques

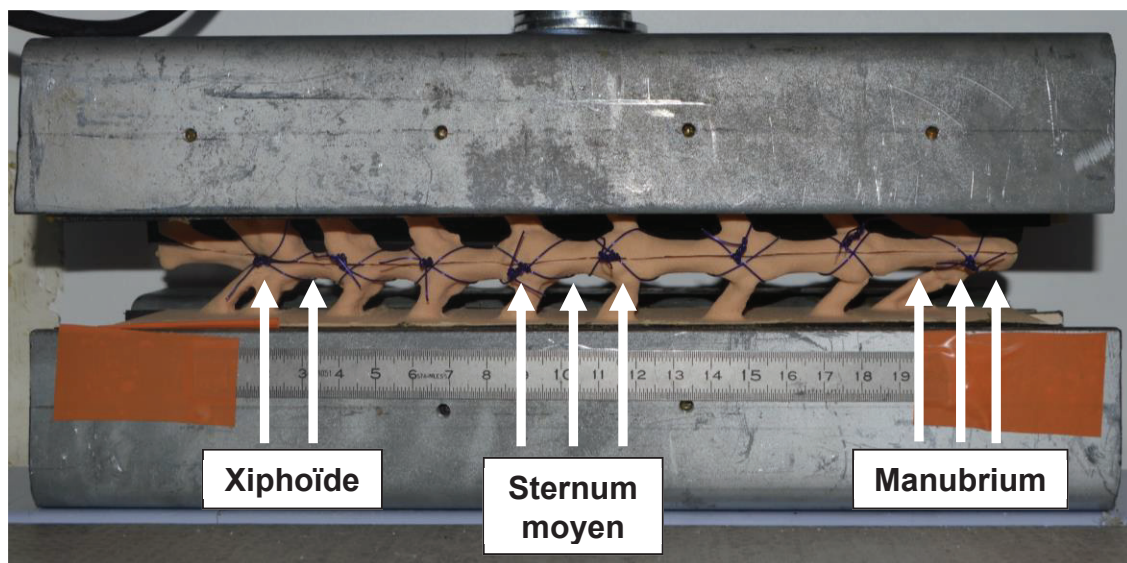
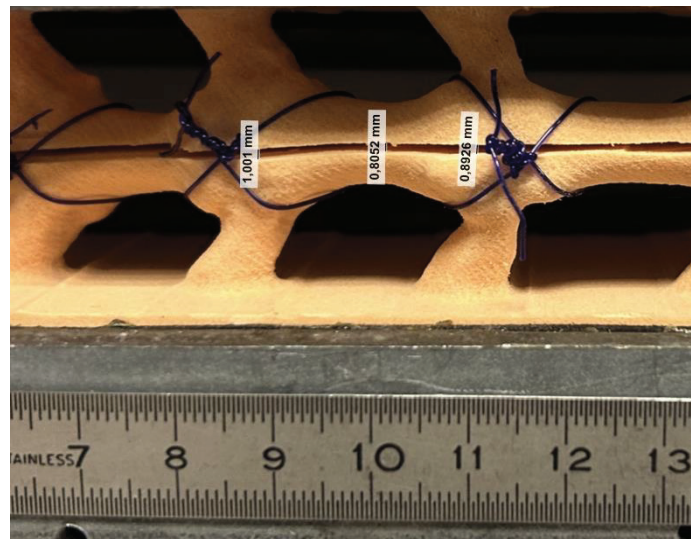


Figure 23 : Suivi du déplacement grâce à l'espacement de la fente sur les modèles

5. Analyses statistiques

L'acquisition des données au cours des essais biomécaniques a été réalisée avec le logiciel Shimadzu Trapezium X. Les photos ont été analysées avec le logiciel Mesurim. Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R Studio.

Pour la comparaison des variables, la taille de l'échantillon étant limitée, des tests non paramétriques ont été utilisés. Ainsi, lorsqu'il y avait deux groupes à comparer, un test de Mann-Whitney-Wilcoxon a été utilisé, avec approximation de Monte-Carlo si nécessaire. Dans le cas de trois groupes à comparer, un test de Kruskal-Wallis a été utilisé associé ou non à un test post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak. Les résultats ont été présentés sous la forme médiane + IQR pour plus de robustesse face aux valeurs extrêmes. Une valeur de P inférieure à 0,05 est considérée comme significative.

II. Résultats

1. Comparaison cadavres – modèles

Les résultats des essais de traction réalisés afin de comparer pièces anatomiques et modèles sont présentés dans les tableaux II à IV et figures 24 à 26.

Les valeurs des médianes et des écarts interquartiles pour les déplacements au niveau du manubrium sont rassemblées au sein du tableau II. La figure 24 présente les déplacements obtenus au niveau du manubrium en fonction de la charge appliquée. Ainsi, on relève que les modèles se déplacent significativement moins que les cadavres à 80 N ($P = 0,023$), 120 N ($P = 0,043$) et à 140 N ($P = 0,044$).

Tableau II : Résultats des médianes de déplacement du manubrium en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Cadavre	Modèle
20 N	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)
40 N	0,0 (0,0-0,1)	0,0 (0,0-0,0)
60 N	0,1 (0,0-0,2)	0,0 (-0,1-0,01)
80 N	0,1 (0,1-0,2)	0,0 (-0,1-0,0)
100 N	0,2 (0,0-0,2)	0,0 (-0,1-0,0)
120 N	0,3 (0,1-0,3)	0,0 (-0,1-0,0)
140 N	0,3 (0,1-0,4)	-0,1 (-0,1-0,0)
160 N	0,4 (0,1-0,4)	0,0 (-0,1-0,0)

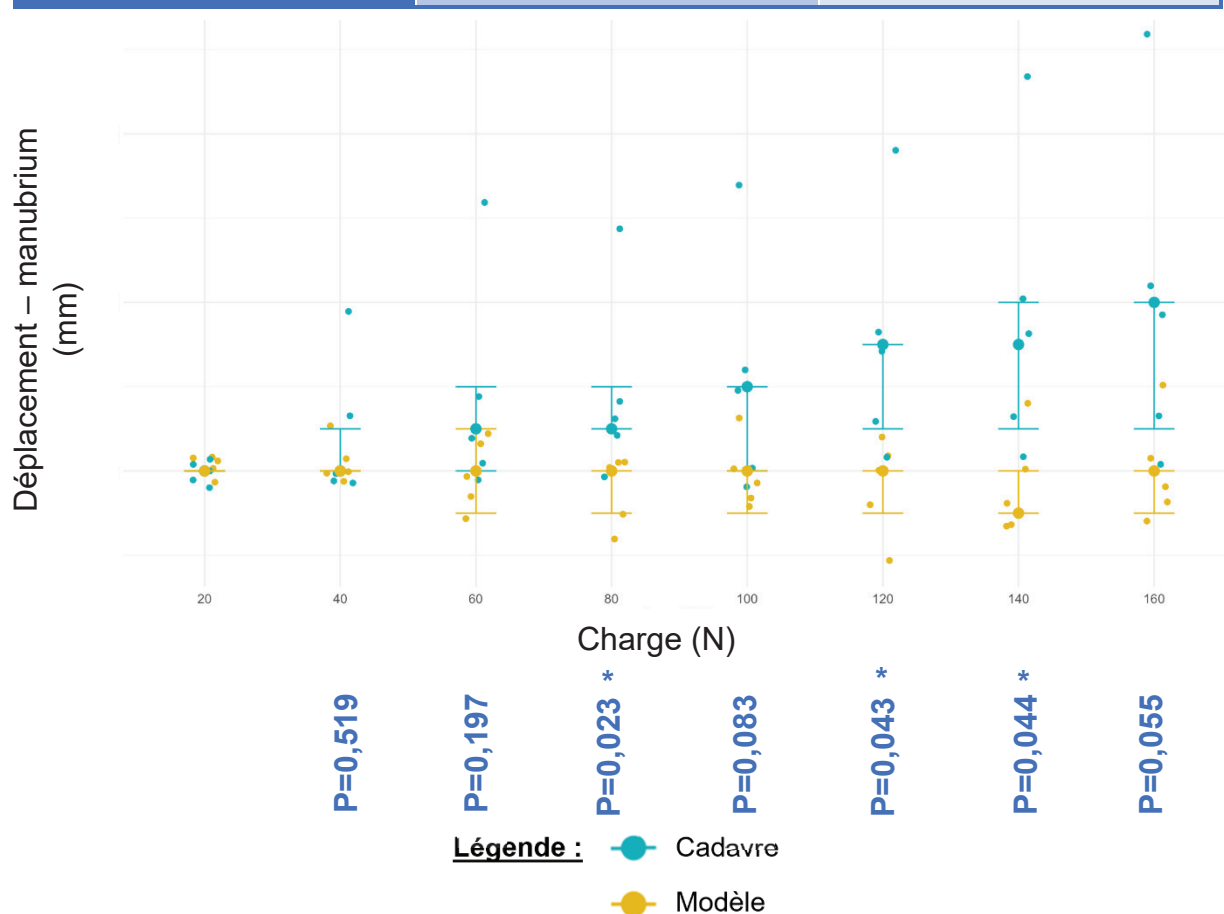


Figure 24 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du manubrium

Les valeurs des médianes et des écarts interquartiles pour les déplacements au niveau du sternum moyen sont rassemblées au sein du tableau III. La figure 25 présente les déplacements obtenus au niveau du sternum moyen en fonction de la charge appliquée. Aucune différence significative n'a été relevée pour cette portion du sternum.

Tableau III : Résultats des médianes de déplacement du sternum moyen en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Cadavre	Modèle
20 N	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)
40 N	0,0 (0,0-0,2)	0,1 (0,0-0,1)
60 N	0,5 (0,1-0,6)	0,1 (0,1-0,2)
80 N	0,8 (0,4-1,2)	0,2 (0,1-0,4)
100 N	1,1 (0,4-1,8)	0,4 (0,2-0,6)
120 N	1,2 (1,1-2,0)	0,5 (0,2-0,6)
140 N	1,6 (1,4-2,3)	0,7 (0,3-0,7)
160 N	1,9 (1,5-2,7)	0,8 (0,5-0,8)

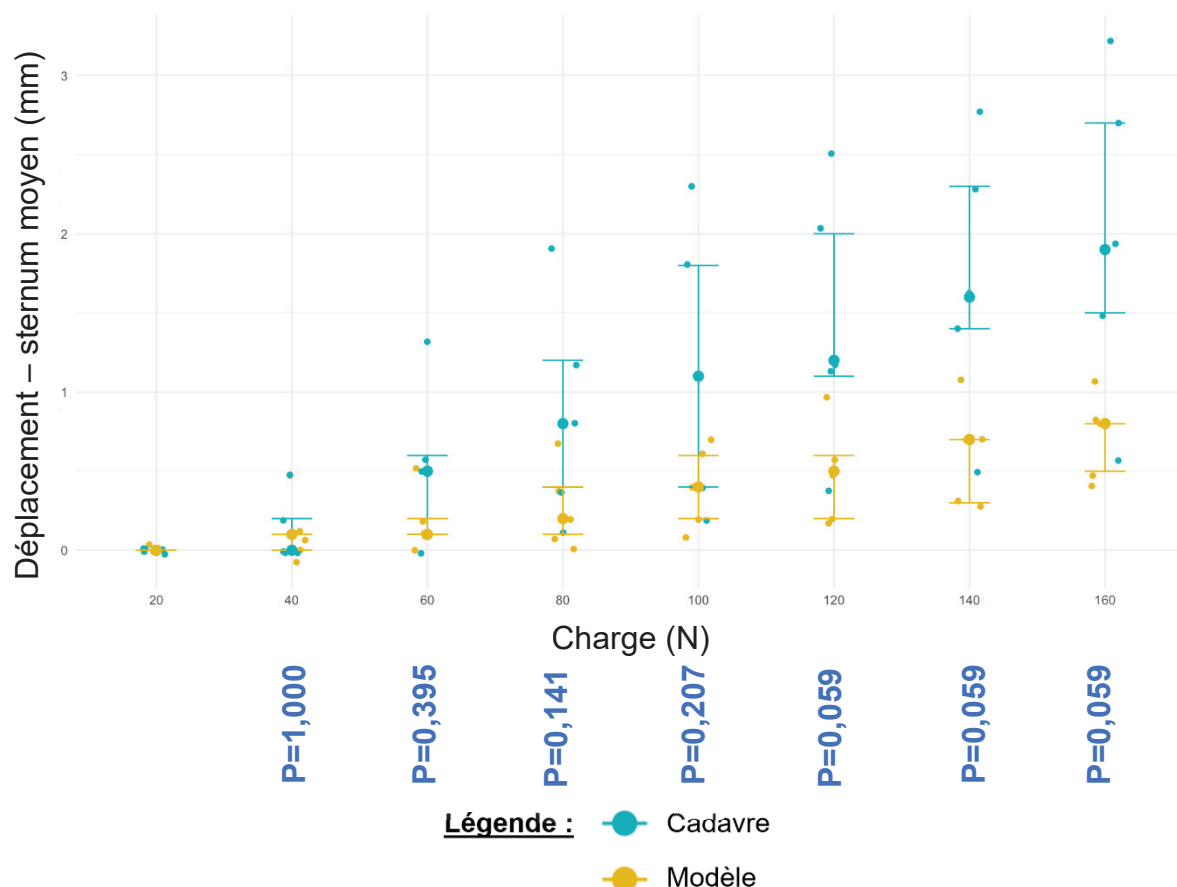


Figure 25 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du sternum moyen

Les valeurs des médianes et des écarts interquartiles pour les déplacements au niveau du xiphoïde sont rassemblées au sein du tableau IV. La figure 26 présente les déplacements obtenus au niveau du xiphoïde en fonction de la charge appliquée. On relève que les modèles se déplacent significativement moins que les cadavres de 60 à 160 N. Les valeurs de P correspondantes sont notées sur la figure 26.

Tableau IV : Résultats des médianes de déplacement du xiphoïde en fonction de la charge sur les cadavres et les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Cadavre	Modèle
20 N	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)
40 N	0,4 (0,1-1,5)	0,1 (0,1-0,2)
60 N	1,9 (0,7-2,3)	0,2 (0,1-0,3)
80 N	2,0 (1,6-2,8)	0,3 (0,2-0,3)
100 N	3,1 (2,7-3,6)	0,5 (0,4-0,5)
120 N	3,6 (3,3-3,6)	0,7 (0,6-0,7)
140 N	3,9 (3,7-4,1)	0,8 (0,8-0,8)
160 N	4,5 (4,4-4,7)	1,0 (0,9-1,2)

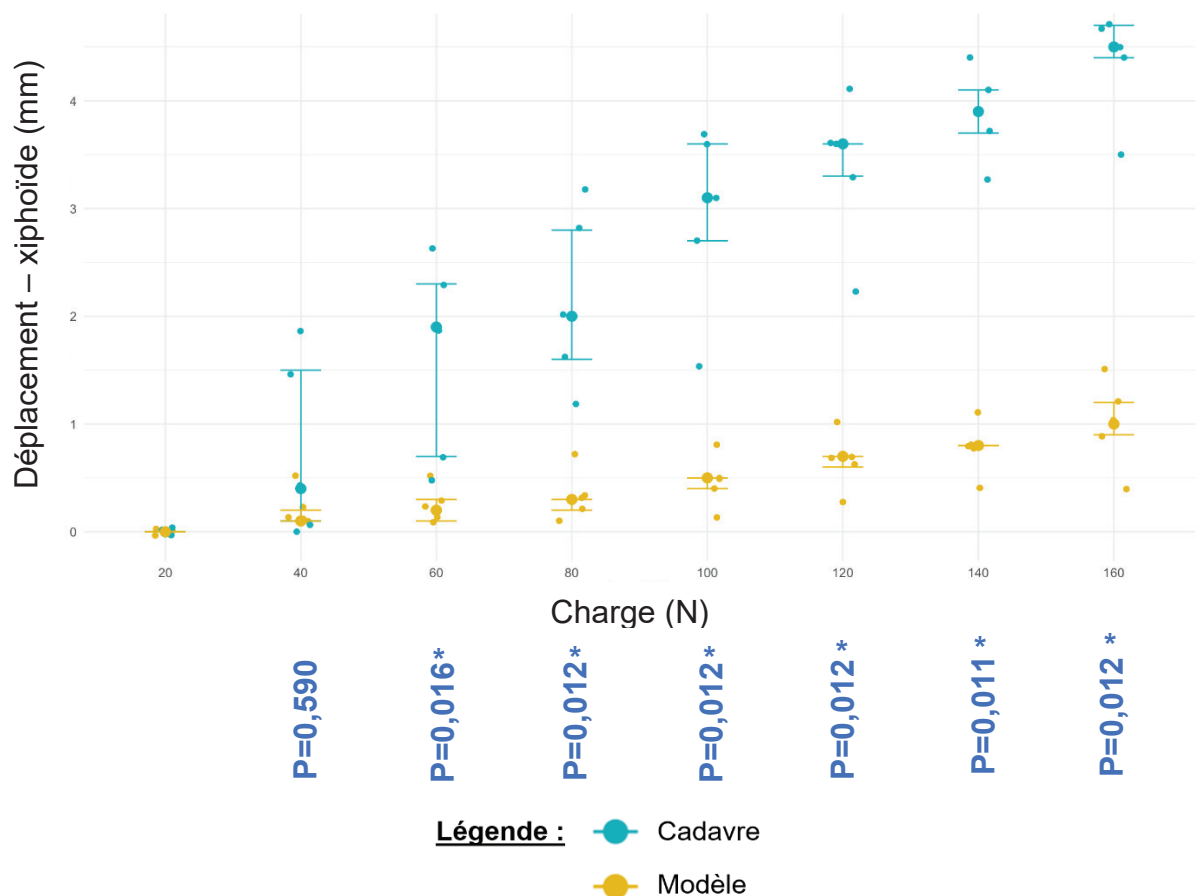


Figure 26 : Comparaison des déplacements (en mm) entre cadavres et modèles au niveau du xiphoïde

2. Comparaison des différentes portions du sternum

Les déplacements des différentes portions du sternum pour les pièces anatomiques et pour les modèles ont également été analysées et sont reportées dans les tableaux V et VII et figures 27 et 28.

Les valeurs des médianes et des écarts interquartiles pour les déplacements sur toutes les portions du sternum pour les pièces anatomiques sont rassemblées au sein du tableau V. La figure 27 présente les déplacements obtenus en fonction de la charge appliquée. On constate une différence significative entre les trois portions du sternum de 60 à 160 N. De 60 à 160 N, le manubrium se déplace significativement moins que le xiphoïde dans les essais de traction réalisés sur les pièces anatomiques (Tableau VI). De plus, à 120 N, on constate également que le manubrium se déplace significativement moins que le sternum moyen (Tableau VI).

Tableau V : Résultats des médianes de déplacement des différentes portions du sternum en fonction de la charge sur les cadavres. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Manubrium	Sternum moyen	Xiphoïde
20 N	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)
40 N	0,0 (0,0-0,1)	0,0 (0,0-0,2)	0,4 (0,1-1,5)
60 N	0,1 (0,0-0,2)	0,5 (0,1-0,6)	1,9 (0,7-2,3)
80 N	0,1 (0,1-0,2)	0,8 (0,4-1,2)	2,0 (1,6-2,8)
100 N	0,2 (0,0-0,2)	1,1 (0,4-1,8)	3,1 (2,7-3,6)
120 N	0,3 (0,1-0,3)	1,2 (1,1-2,0)	3,6 (3,3-3,6)
140 N	0,3 (0,1-0,4)	1,6 (1,4-2,3)	3,9 (3,7-4,1)
160 N	0,4 (0,1-0,4)	1,9 (1,5-2,7)	4,5 (4,4-4,7)

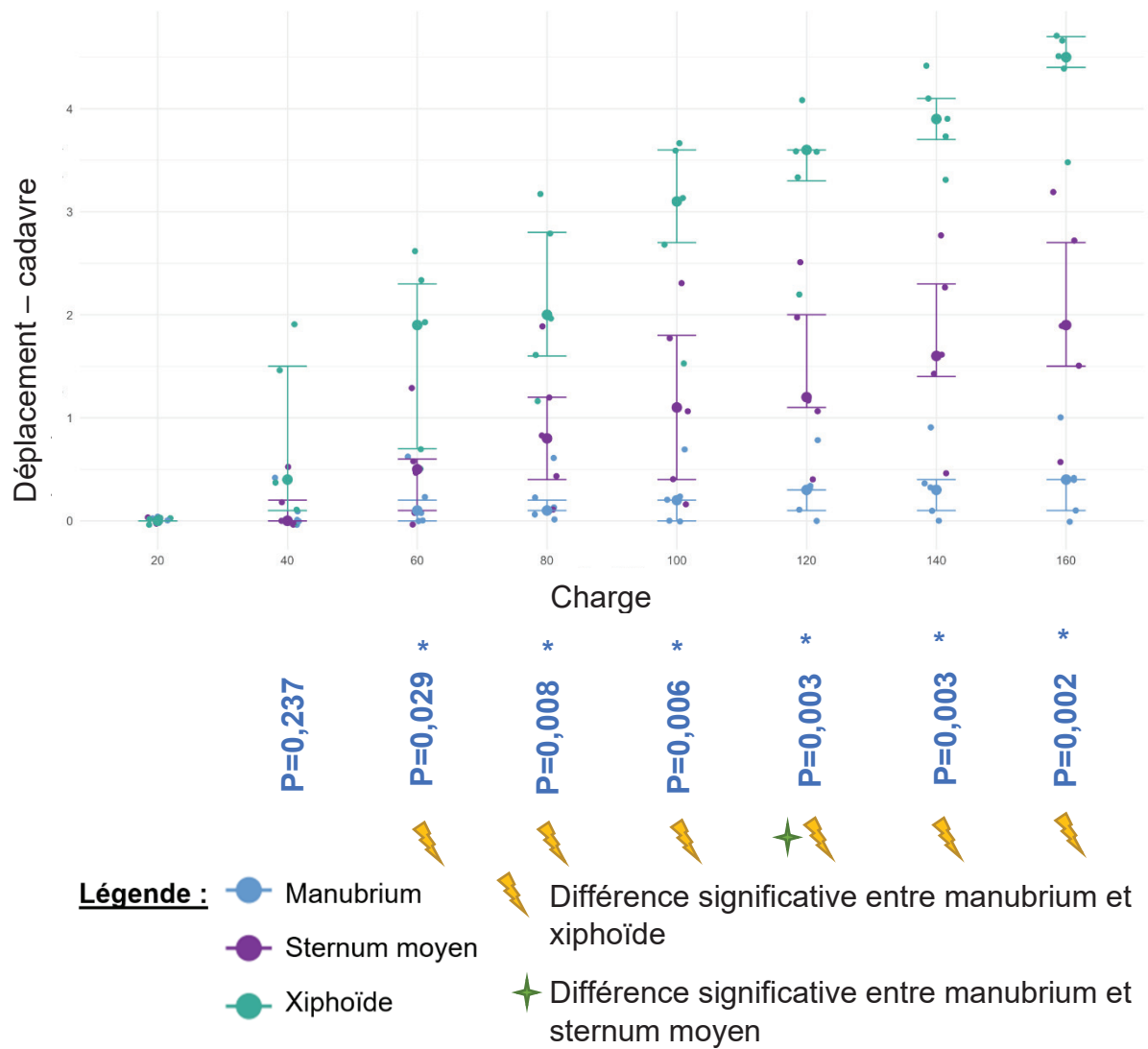


Figure 27 : Comparaison des déplacements au niveau des différentes portions du sternum sur les cadavres

Tableau VI : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les différentes portions des sternums cadavériques. Les différences significatives sont mises en gras

Charge	Comparaison	Valeur de P ajustée	Différence significative
60 N	Manubrium – sternum moyen	0,021	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,014	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,073	Non
80 N	Manubrium – sternum moyen	0,083	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,003	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,086	Non
100 N	Manubrium – sternum moyen	0,068	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,002	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,086	Non
120 N	Manubrium – sternum moyen	0,045	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,002	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,087	Non
140 N	Manubrium – sternum moyen	0,052	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,001	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,065	Non
160 N	Manubrium – sternum moyen	0,052	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,001	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,064	Non

Les valeurs des médianes et des écarts interquartiles pour les déplacements sur toutes les portions du sternum pour les modèles sont rassemblées au sein du tableau VII. La figure 28 présente les déplacements obtenus en fonction de la charge appliquée. On constate une différence significative entre les trois portions du sternum de 60 à 160 N. De 60 à 160 N, le manubrium se déplace significativement moins que le xiphoïde dans les essais de traction réalisés sur les modèles. De plus, de 80 à 160 N, on constate également que le manubrium se déplace significativement moins que le sternum moyen (Tableau VIII).

Tableau VII : Résultats des médianes de déplacement des différentes portions du sternum en fonction de la charge sur les modèles. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Manubrium	Sternum moyen	Xiphoïde
20 N	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)	0,0 (0,0-0,0)
40 N	0,0 (0,0-0,0)	0,1 (0,0-0,1)	0,1 (0,1-0,2)
60 N	0,0 (-0,1-0,1)	0,1 (0,1-0,2)	0,2 (0,1-0,3)
80 N	0,0 (-0,1-0,0)	0,2 (0,1-0,4)	0,3 (0,2-0,3)
100 N	0,0 (-0,1-0,0)	0,4 (0,2-0,6)	0,5 (0,4-0,5)
120 N	0,0 (-0,1-0,0)	0,5 (0,2-0,6)	0,7 (0,6-0,7)
140 N	-0,1 (-0,1-0,0)	0,7 (0,3-0,7)	0,8 (0,8-0,8)
160 N	0,0 (-0,1-0,0)	0,8 (0,5-0,8)	1,0 (0,9-1,2)

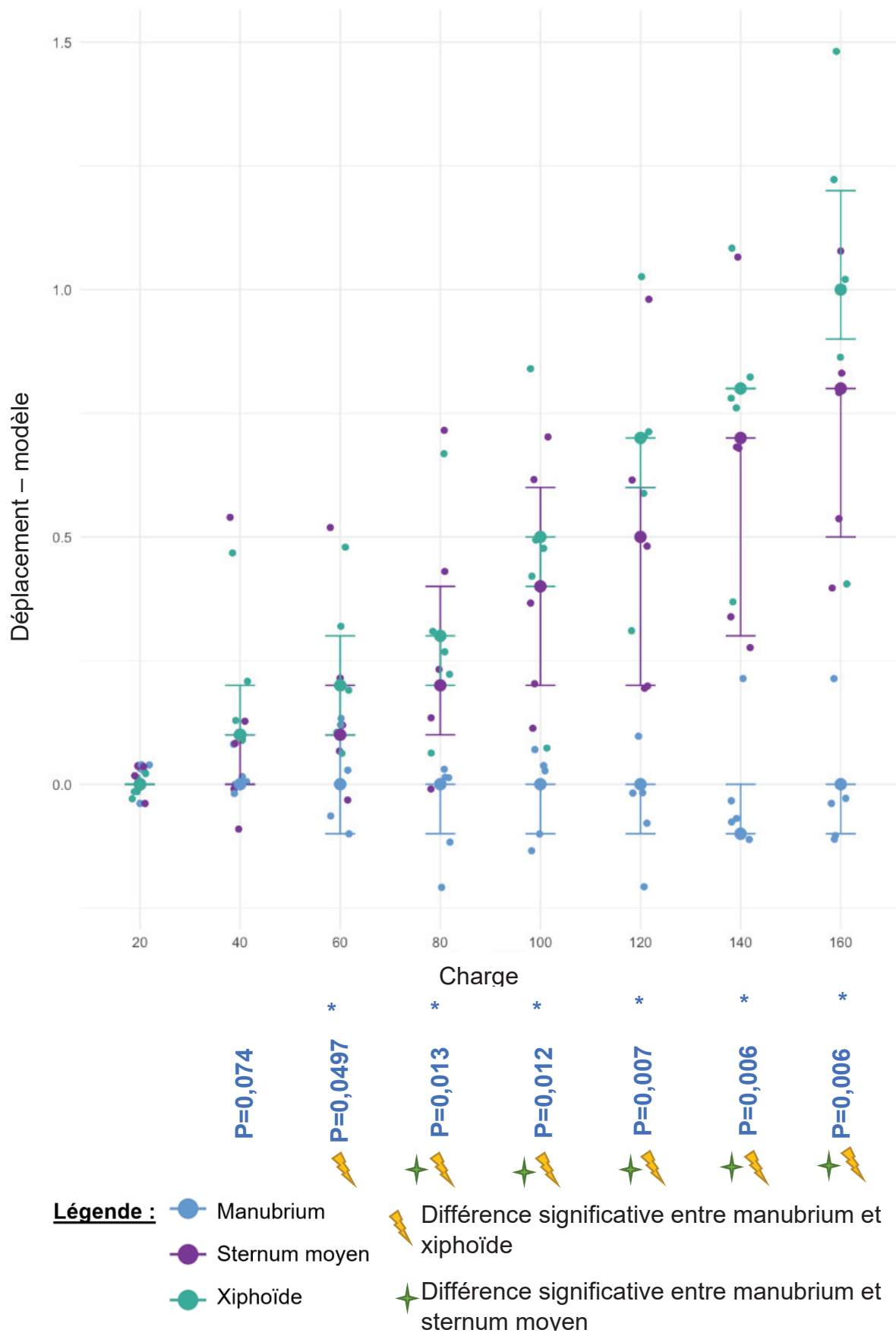


Figure 28 : Comparaison des déplacements au niveau des différentes portions du sternum sur les modèles

Tableau VIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les différentes portions des modèles de sternums. Les différences significatives sont mises en gras

Charge	Comparaison	Valeur de P ajustée	Différence significative
60 N	Manubrium – sternum moyen	0,090	Non
	Manubrium – xiphoïde	0,026	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,240	Non
80 N	Manubrium – sternum moyen	0,020	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,010	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,350	Non
100 N	Manubrium – sternum moyen	0,014	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,011	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,420	Non
120 N	Manubrium – sternum moyen	0,023	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,003	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,220	Non
140 N	Manubrium – sternum moyen	0,024	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,003	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,200	Non
160 N	Manubrium – sternum moyen	0,025	Oui
	Manubrium – xiphoïde	0,003	Oui
	Sternum moyen - xiphoïde	0,200	Non

III. Discussion

1. Conception du modèle

L'utilisation d'un modèle de sternum par rapport aux pièces anatomiques présente tout d'abord l'avantage d'être plus éthique car il élimine la nécessité d'utiliser des cadavres, mais permet également de s'affranchir des variabilités individuelles des cadavres qui peuvent représenter un biais au sein des études (Hausmann, 2006). De plus, la disponibilité des pièces anatomiques n'est pas toujours bonne, comme peut le refléter notre faible échantillon pour cette étude.

A ce jour, aucun modèle de sternum n'a été validé dans la littérature vétérinaire. En chirurgie humaine, un modèle a été validé par Trumble *et al.* en 2002. Il a été depuis repris dans de nombreuses études (Cohen & Griffin, 2002 ; Zeitani *et al.*, 2006 ; Wangsgard *et al.*, 2008). Le seul modèle de sternum retrouvé en chirurgie vétérinaire est celui de Park *et al.* en 2024 mais l'article ne mentionne pas la validité du modèle.

Dans l'article de Park *et al.*, du polycarbonate est utilisé, un matériau ayant des propriétés structurales et fonctionnelles comparables à l'os cortical (Favier *et al.*, 2017 ; McMillan *et al.*, 2020). Aucune densité n'est mentionnée dans l'article. Notre modèle a été développé en polyuréthane, à l'instar de celui développé en humaine (Trumble *et al.*, 2002), un matériau étant des propriétés similaires à l'os spongieux (Szivek *et al.*, 1993). En effet, le polyuréthane, d'une densité de $0,35\text{g/cm}^3$, se rapproche de la densité osseuse moyenne estimée grâce à la formule issue de Schwaiger *et al.* à $0,26\text{g/cm}^3$ tout en respectant les contraintes techniques imposées par le fabricant.

La densité osseuse obtenue à la suite de l'analyse de scanners thoraciques de $0,26\text{g/cm}^3$ semble cohérente avec les données disponibles dans la littérature : la densité des corps vertébraux des vertèbres cervicales de chien est estimée à $0,35\text{g/cm}^3$ (Armstrong *et al.*, 2014).

Le scanner du sternum d'un chien de 28 kg a été choisi pour la réalisation de ce modèle en raison du plus grand risque de complications chez les chiens de plus de 20 kg (Pilot *et al.*, 2022).

2. Sternotomies et protocoles des tests de traction

Les pièces anatomiques et les modèles ont tous subi une sternotomie totale et ont été réparés à l'aide de polydioxanone USP1 pour la validation du modèle. En effet, une sternotomie totale était plus simple et plus uniforme à réaliser sur toutes les pièces à tester. Le polydioxanone présente l'avantage d'être plus abordable et plus facile à manipuler que les autres implants testés dans cette étude. De plus, la stabilité du montage n'entrant pas en jeu dans le cadre de ces tests de traction, il apparaissait alors naturel de choisir la solution la plus simple et économique pour valider le modèle 3D. Les échantillons ont subi des tests de traction pour des charges allant de 20 à 160 N, à l'instar du protocole élaboré par Trumble *et al.* dans leur étude.

3. Résultats des tests de traction

Les résultats des tests de traction mettent en évidence des différences significatives au niveau du manubrium pour 80, 120 et 140 N. En comparant les valeurs des déplacements, on constate qu'en moyenne, la différence de déplacement au niveau du manubrium entre les modèles et les pièces anatomiques reste inférieure à 0,3 mm à 80, 120 et 140 N. Malgré la différence significative mise en évidence au niveau du manubrium, on peut donc considérer cette différence comme minime.

Des valeurs négatives ont été obtenues lors de la réalisation des mesures de déplacement du manubrium. Une explication à ces valeurs serait un phénomène de compression se déroulant au niveau du manubrium, pouvant s'expliquer par l'implant en polydioxanone qui agirait comme un pivot (Pai *et al.*, 2005).

Concernant la portion du sternum moyen, aucune différence significative n'est observée entre les pièces anatomiques et les modèles : le modèle 3D en polyuréthane est donc complètement validé pour cette portion du sternum.

Le processus xiphoïde a présenté un mouvement dans le plan dorso-ventral (en plus du déplacement latéral) dans le groupe des cadavres, rendant impossible d'exploiter le mouvement latéral. Pour cette raison, les mesures ont été réalisées entre les côtes 8 et 9 et au milieu de la huitième sternèbre. Une différence significative entre les pièces anatomiques et les modèles a été mise en évidence de 60 à 160N : le modèle sous-estime donc significativement les déplacements au niveau du processus xiphoïde, limitant la puissance et la représentativité clinique de notre modèle. Le suivi du processus xiphoïde lors des déplacements débute au niveau de la septième paire

de côtes pour la suite de l'étude, afin d'approcher au maximum la réalité lors des essais sur les implants.

Néanmoins, des articles en médecine humaine rapportent des fractures de stress du sternum uniquement au niveau du manubrium et du sternum moyen (Baker & Demertzis, 2016), ainsi que des signes de cicatrisation moindres au niveau du manubrium à six mois post-opératoire (Shin *et al.*, 2015). Il apparaît alors plus intéressant d'avoir une représentativité parfaite de ces deux parties du sternum plutôt que du xiphoïde qui semble avoir moins d'impact en situation clinique.

4. Comparaison des différentes portions du sternum

Les différentes portions du sternum ont également été comparées entre elles. Ainsi, il a été montré que pour les pièces anatomiques et les modèles, de 60 à 160 N, le manubrium se déplace significativement moins que le processus xiphoïde. Ce résultat est appuyé par des études cliniques montrant l'instabilité du xiphoïde (Pai *et al.*, 2005 ; Zeitani *et al.*, 2006 ; Pai *et al.*, 2007). Les résultats ont aussi montré que pour les modèles, de 80 à 160 N, le sternum moyen se déplace significativement plus que le manubrium, ce qui peut être éventuellement mis en relation avec le phénomène de compression relevé au niveau du manubrium.

PARTIE 3 - ETUDE EXPERIMENTALE : IMPACT DU CYCLAGE ET DU TYPE DE STERNOTOMIE

Dans cette partie, nous nous intéressons à la partie biomécanique de notre étude : l'objectif est d'évaluer l'impact du cyclage sur les sternotomies et les implants, mais aussi de comparer entre eux les différents implants étudiés (polydioxanone USP 1, FiberTape® 2 mm et cerclage en acier 20 gauge) ainsi que les différentes sternotomies (sternotomie totale, sternotomie partielle avec préservation du manubrium et sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde) lors de tests de traction.

I. Matériels et méthodes

1. Contexte de l'étude

Dans la totalité des études relatives à la sternotomie en chirurgie vétérinaire, seuls des essais de traction sont réalisés : à ce jour, aucune donnée sur des essais cycliques n'est disponible dans la littérature vétérinaire. Pourtant, les charges cycliques semblent plus indiquées pour la représentativité clinique des tests biomécaniques (Pai *et al.*, 2008).

Les tests de traction se font la plupart du temps avec des forces exercées latéralement (Gines *et al.*, 2011 ; McCready *et al.*, 2015 ; Park *et al.*, 2024), mais des auteurs étudient aussi les forces longitudinales et de torsion (Park *et al.*, 2024). Les forces latérales sont néanmoins les forces prédominantes (Pai *et al.*, 2008).

Le but de notre étude est de réaliser des essais cycliques afin de mimer la respiration et surtout la toux, à raison de trois à quatre épisodes de toux par heure pendant 2 mois, étant le temps jugé classiquement nécessaire pour retrouver une résistance osseuse après cicatrisation. L'intérêt est donc d'étudier l'impact de la respiration et de la toux sur la solidité de l'implant, tout en comparant les différents implants entre eux, à savoir un cerclage en acier, du polydioxanone USP 1 et le FiberTape®.

En parallèle, notre étude s'intéresse à la solidité et la résistance lors de tests de traction pour trois sternotomies médianes différentes : la sternotomie totale et deux sternotomies partielles avec préservation du manubrium ou du xiphoïde.

2. Préparation des modèles

a. Découpe

(1) Sternotomie totale (groupe ST)

Pour les essais cycliques, 30 sternotomies totales ont été réalisées à l'aide d'une scie oscillante à l'image de celles réalisées pour la comparaison avec les pièces anatomiques.

(2) Sternotomie partielle - préservation du manubrium (groupe SPM)

Pour les essais cycliques, cinq sternotomies partielles avec préservation du manubrium ont été réalisées sur des modèles. La coupe, réalisée dans le plan médian, commence au niveau de la synchondrose sternale en regard des deuxième côtes et se poursuit jusqu'au bout du xiphoïde. Ainsi, environ 15% du sternum est préservé (Figure 29).



Figure 29 : Sternotomies partielles sur modèles avec préservation du manubrium (vue ventrale)

(3) Sternotomie partielle - préservation du xiphoïde (groupe SPX)

Pour les essais cycliques, cinq sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde ont été réalisées sur des modèles. La coupe, réalisée dans le plan médian, commence au niveau de l'extrémité crâniale du manubrium jusqu'à la synchondrose sternale en regard des septièmes côtes. Ainsi, environ 20% du sternum est préservé (Figure 30) : le processus xiphoïde ainsi que les synchondroses sternales des côtes 8 et 9.

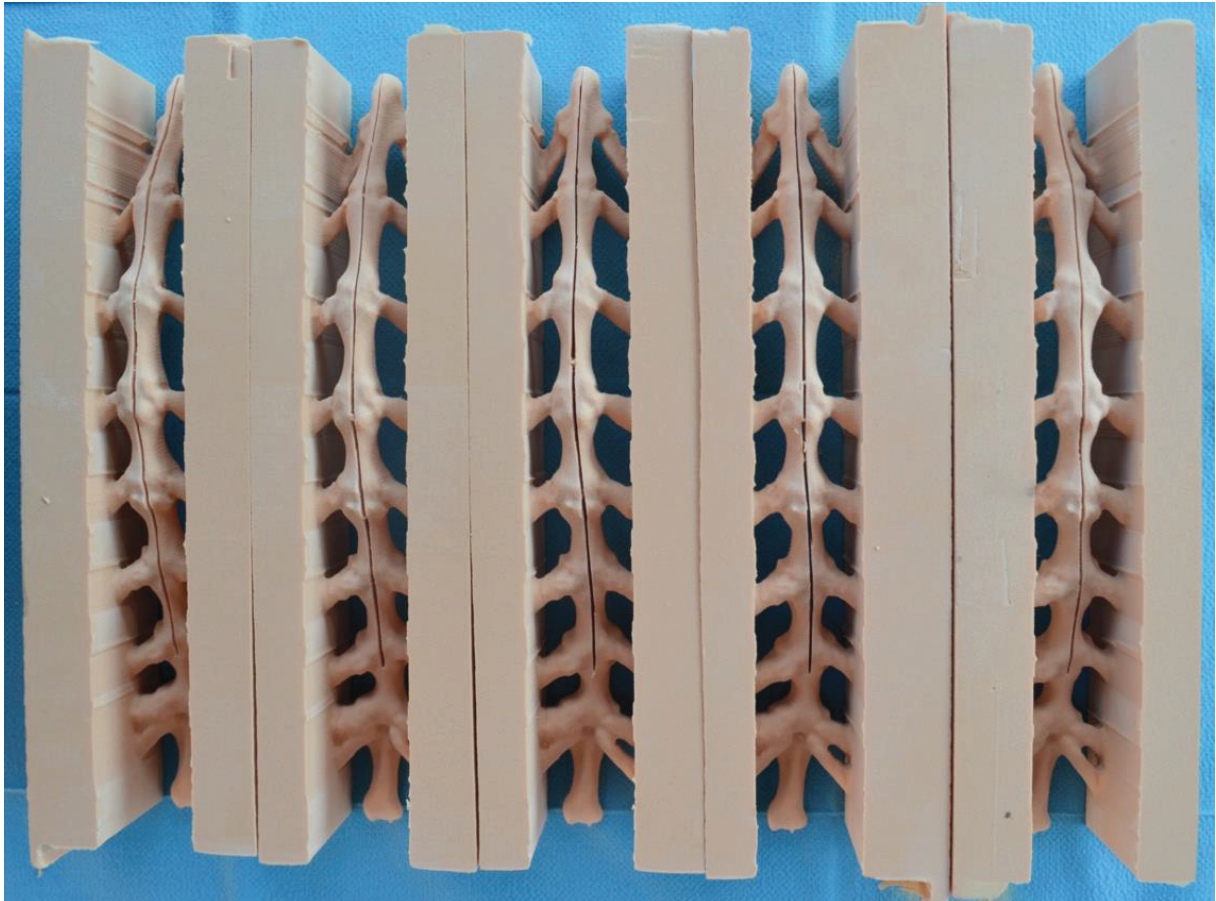


Figure 30 : Sternotomies partielles sur modèles avec préservation du xiphoïde (vue ventrale)

b. Fermeture

(1) Implants polydioxanone (groupe PDS)

Le polydioxanone est un fil de suture monofilament à résorption lente composé de polyester. Certains fils sont vendus avec un revêtement antiseptique, permettant de minimiser la colonisation bactérienne en post-opératoire et de réduire le risque d'infection de la plaie. Pour notre étude, du polydioxanone USP1 a été utilisé, soit 0,4 mm de diamètre. Cette taille a été choisie selon des études similaires sur des sternums de chien (Gines *et al.*, 2011 ; Pilot *et al.*, 2022 ; Park *et al.*, 2024).

Comme pour les réparations pour les tests destinés à la validation du modèle, la suture était d'abord positionnée sur le sternum, en figure en huit centrée sur les sternèbres. Ensuite, un nœud de chirurgien suivi de cinq nœuds simples a été réalisé. Les deux chefs de la suture ont été coupés à environ 3 mm du dernier nœud.

Pour les sternotomies totales, huit sutures ont ainsi été placées : une suture par côte pour les côtes 1 à 7 et une même suture pour les côtes 8 et 9 (Figure 31A et 31B). Pour les sternotomies partielles avec préservation du manubrium, sept sutures ont été placées : des côtes 2 à 7 et une même suture pour les côtes 8 et 9 (Figure 31C). Enfin, pour les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde, sept sutures ont été placées, des côtes 1 à 7 (Figure 31D).

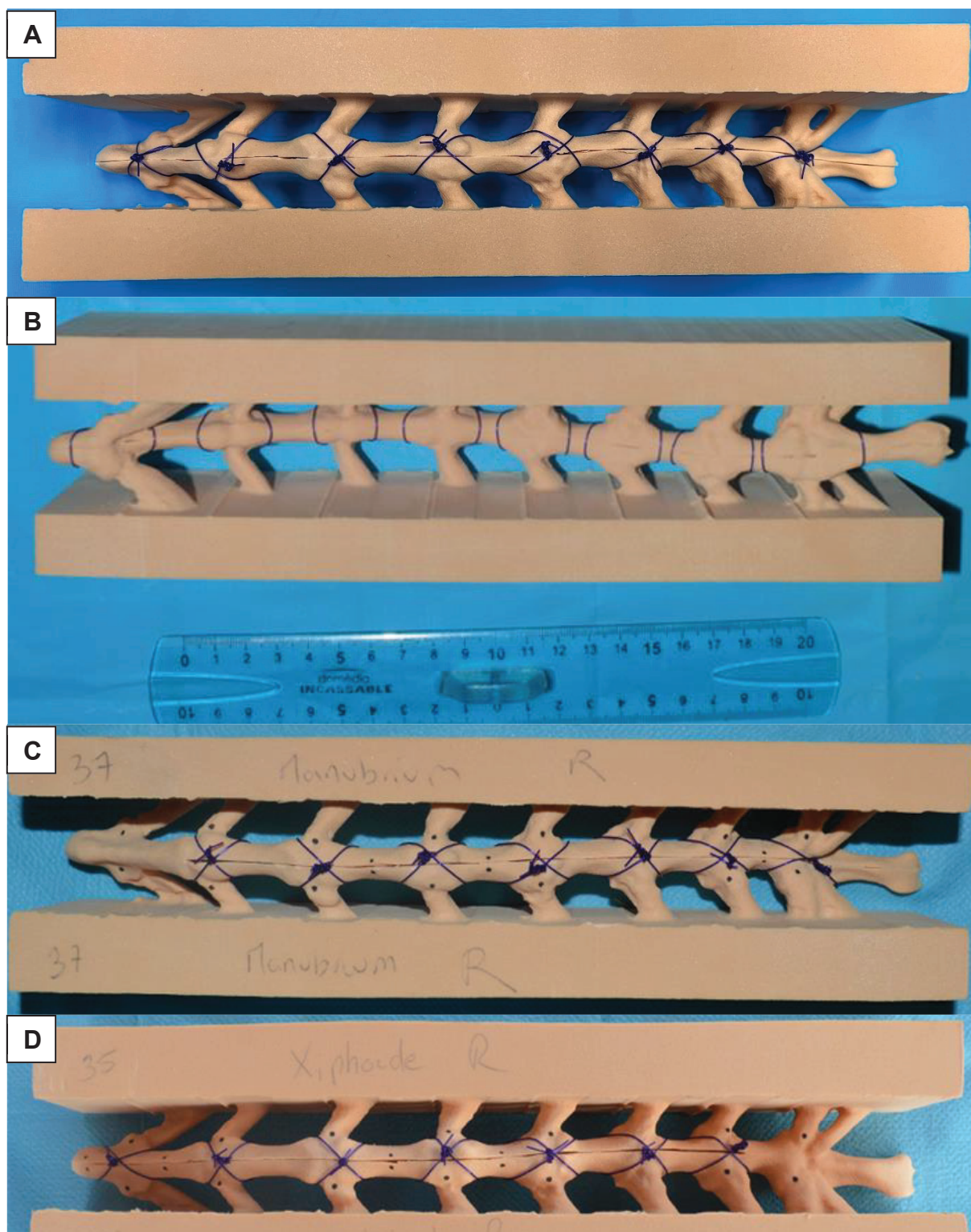


Figure 31 : Réparation des sternotomies sur modèles à l'aide de polydioxanone USP 1 (A : sur sternotomie totale, vue ventrale ; B : vue dorsale ; C : sur sternotomie partielle avec préservation du manubrium, vue ventrale ; D : sur sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde, vue ventrale)

(2) Implants FiberTape® (groupe FT)

Le FiberTape® 2 mm est une bande tressée non résorbable composée de polyéthylène de masse moléculaire ultra-élevée (UHMWPE : Ultra-High Molecular Weight Polyethylene). Cet implant a été choisi car il apparaissait dans une étude similaire sur des pièces anatomiques (Rivenburg *et al.*, 2023).

La fermeture est similaire à la technique décrite précédemment, en figure en huit (Figure 32). Elle a été réalisée pour dix modèles ayant subi une sternotomie totale.

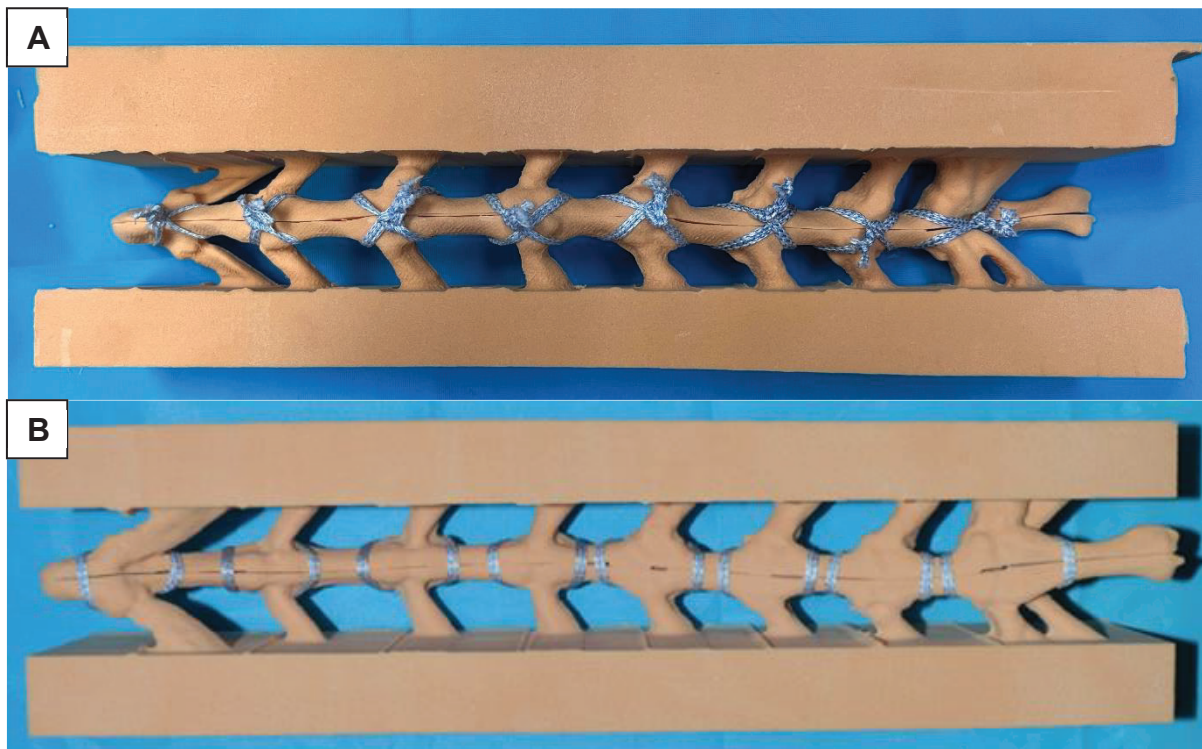


Figure 32 : Réparation d'une sternotomie totale sur modèle à l'aide de FiberTape®
(A : vue ventrale, B : vue dorsale)

(3) Implants cerclage en acier (groupe Acier)

Le cerclage en acier inoxydable calibre 20 est un fil non résorbable de 0,8 mm de diamètre. Cet implant a été choisi car il apparaît dans de nombreuses études portant sur les sternotomies de chien (Pelsue *et al.*, 2002 ; Gines *et al.*, 2011 ; McCready *et al.*, 2015 ; Rivenburg *et al.*, 2023) et est présenté comme un *gold standard* pour la fermeture des sternotomies.

L'implant est placé sur le sternum, en figure en huit centrée sur les sternèbres. Le fil est ensuite serré à l'aide d'une pince plate. Quatre tours sont réalisés puis le fil est coupé (Figure 33). Cette méthode de fermeture a été réalisée pour dix modèles ayant subi une sternotomie totale.



Figure 33 : Réparation d'une sternotomie totale sur modèle à l'aide de cerclage en acier (A : vue ventrale, B : vue dorsale)

5. Essais biomécaniques

a. Mise en place sur la machine de biomécanique

Les modèles ont été placés sur une presse servohydraulique (Instron ElectroPuls E10000, France) équipée d'une cellule de charge de 10 kN. A nouveau, afin de maintenir les pièces en place, un système de fixation sur mesure a été conçu pour fixer les échantillons à la machine, très similaire à celui utilisé pour la validation du modèle, constitué lui aussi de deux mords ayant chacun une partie mobile à l'arrière qu'il est possible de resserrer. L'échantillon était d'abord fixé à la partie du bas, l'horizontalité était vérifiée avec un niveau puis la partie du haut était abaissée et fixée (Figure 34).



Figure 34 : Mise en place d'un échantillon sur la presse Instron

b. Protocole des essais cycliques

Chaque modèle a été préchargé à 45 N afin de mettre en tension les sutures. Cette position a été assimilée à un déplacement nul.

Pour les échantillons subissant un cyclage, une charge cyclique de 45 N à 85 N pendant 5000 cycles à une fréquence de 2 Hz était appliquée. Ces charges ont été choisies car elles représentent la force s'appliquant sur un sternum de porc lors du pic inspiratoire et lors d'épisode de toux (45 et 85 N respectivement) (Pai *et al.*, 2008). Une photo était prise tous les 500 cycles sur laquelle était suivi le déplacement entre les douze paires de mires. Les modèles résistant aux 5000 cycles étaient ensuite soumis à un test de rupture.

Un test de traction jusqu'à rupture a été réalisé sur certains modèles ne subissant pas de cyclage et sur ceux ayant complété les 5000 cycles. Une traction

latérale à une vitesse de 100mm/min a été réalisée pour ce test, jusqu'à rupture du modèle.

c. Données analysées

Au total, 40 modèles ont été utilisés et ont été répartis dans différents groupes :

- Sternotomie totale réparée avec du polydioxanone sans cyclage (groupe PDS-ST) ou avec cyclage (groupe PDS-ST-C)
- Sternotomie totale réparée avec du FiberTape® sans cyclage (groupe FT-ST) ou avec cyclage (groupe FT-ST-C)
- Sternotomie totale réparée avec du cerclage en acier inoxydable sans cyclage (Acier-ST) ou sans cyclage (Acier-ST-C)
- Sternotomie partielle avec préservation du manubrium et réparée avec du polydioxanone sans cyclage (PDS-SPM)
- Sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde et réparée avec du polydioxanone sans cyclage (PDS-SPX)

Chaque groupe était composé de cinq modèles.

Des mires ont été placées sur chaque modèle à l'aide d'un feutre. Au nombre de douze, elles séparaient le modèle en trois zones : manubrium, sternum moyen et xiphoïde, comme représenté sur la figure 35.

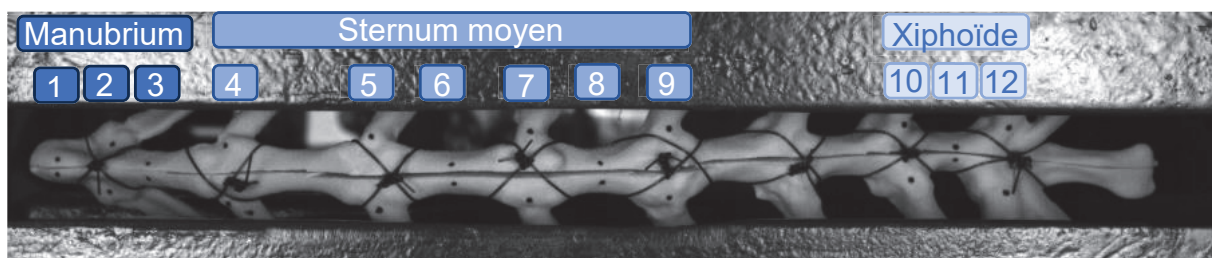


Figure 35 : Représentation des douze mires sur un modèle

Lors des tests de traction jusqu'à rupture, un suivi vidéo du déplacement des mires a été réalisé. La charge de rupture, le déplacement maximal, la raideur, le mode de rupture ainsi que les charges à un millimètre de déplacement ont été recueillis lors de ces tests. La charge de rupture (en N) est la charge maximale donnée par la presse servohydraulique lors de la rupture de l'échantillon pendant l'essai de traction. Le déplacement maximal (en mm) est la distance entre deux mires entre la position initiale (préchargée à 45 N) et la position finale lors de la rupture. La raideur (N/mm) est définie

comme le coefficient directeur de la droite de régression linéaire de la région linéaire de la courbe charge-déplacement. Le mode de rupture est déterminé à la fin de l'essai de traction. La charge à un millimètre de déplacement (en N) est la charge indiquée par la presse servohydraulique lorsqu'un déplacement de 1 mm est obtenu sur le suivi vidéo des mires.

Les trois implants ont été comparés à travers les groupes PDS-ST-C, FT-ST-C et Acier-ST-C. L'impact du cyclage a été évalué en comparant les groupes PDS-ST avec PDS-ST-C, FT-ST avec FT-ST-C et Acier-ST avec Acier-ST-C. Les associations d'implants et de sternotomies ont également été comparées au travers des groupes PDS-SPM et PDS-SPX avec PDS-ST, FT-ST et Acier-ST.

6. Analyses statistiques

L'acquisition des données au cours des essais biomécaniques a été réalisée avec le logiciel Instron Wavemetrics et celle des images et des vidéos avec le logiciel Photron PV4. Les suivis de mires ont été réalisés avec le logiciel Trackimage. Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R Studio.

Pour la comparaison des variables, la taille de l'échantillon étant limitée, des tests non paramétriques ont été utilisés. Ainsi, lorsqu'il y avait deux groupes à comparer, un test de Mann-Whitney-Wilcoxon a été utilisé, avec approximation de Monte-Carlo si nécessaire. Dans le cas de trois groupes à comparer, un test de Kruskal-Wallis a été utilisé associé ou non à un test post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak. Les résultats ont été présentés sous la forme médiane + IQR pour plus de robustesse face aux valeurs extrêmes.

II. Résultats

1. Impact des cycles

a. Conséquences des 5000 cycles

Quinze modèles ont subi des tests cycliques, à raison de 5000 cycles à une fréquence de 2 Hz, entre 45 et 85 N : cinq sternotomies totales réparées avec du polydioxanone, cinq sternotomies totales réparées avec du FiberTape® et cinq sternotomies totales réparées avec du cerclage en acier. Les mesures des mires en position initiale et après les 5000 cycles pour les différents essais sont rassemblées dans l'annexe 4. Les valeurs sont résumées sous la forme médiane (IQR) dans le tableau IX. Aucune différence significative n'est détectée entre les positions initiales et finales des implants. Les valeurs de P obtenues sont regroupées dans le tableau X. Les 5000 cycles n'ont donc pas d'impact sur l'élongation des sternotomies quel que soit l'implant utilisé.

Tableau IX : Mesures du déplacement initial et final des essais cycliques avec le logiciel de suivi de mires. Les résultats sont présentés sous la forme médiane (IQR)

Implant	Nombre de cycles	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
		Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS	0	1,80 (1,50-1,80)	9,30 (8,10-9,50)	1,50 (1,30-1,80)	9,20 (9,10-10,20)	10,10 (9,90-10,50)	2,30 (2,10-2,60)	9,80 (9,10-11,90)	2,60 (2,60-3,10)	9,30 (9,10-11,40)	8,70 (8,70-9,20)	1,50 (1,30-1,80)	9,30 (9,00-11,30)
	5000	1,80 (1,50-1,80)	9,30 (8,20-9,80)	1,50 (1,30-1,80)	9,40 (9,20-10,30)	10,10 (10,00-10,80)	2,30 (2,10-2,60)	9,80 (9,40-12,20)	2,60 (2,60-3,10)	9,30 (9,10-11,30)	8,80 (8,70-9,30)	1,60 (1,30-1,80)	9,30 (9,10-11,30)
FT	0	2,00 (1,90-2,30)	10,80 (10,20-10,90)	2,00 (1,80-2,60)	10,30 (9,60-10,90)	12,10 (11,40-12,30)	3,10 (2,80-3,40)	12,90 (12,70-13,60)	2,80 (2,60-2,80)	11,40 (10,30-12,40)	9,10 (9,00-9,80)	2,20 (2,00-2,60)	10,20 (9,60-10,20)
	5000	2,30 (2,10-2,50)	10,80 (10,20-10,90)	2,00 (2,00-2,60)	10,30 (9,70-11,10)	12,30 (11,50-12,40)	3,40 (2,80-3,40)	12,90 (12,70-13,80)	2,80 (2,80-3,10)	11,60 (10,30-12,50)	9,30 (9,10-9,80)	2,20 (2,00-2,60)	10,20 (9,80-10,30)
WC	0	2,30 (2,10-2,30)	9,50 (9,10-10,00)	2,30 (2,30-3,10)	10,70 (9,10-11,80)	10,40 (9,70-11,50)	2,50 (2,30-3,00)	11,50 (10,70-12,00)	2,50 (2,50-2,50)	10,80 (9,20-11,50)	7,90 (7,80-8,70)	1,90 (1,50-2,00)	8,70 (7,70-9,90)
	5000	2,30 (2,10-2,30)	9,40 (9,10-10,00)	2,30 (2,30-3,10)	10,70 (9,20-11,80)	10,40 (9,80-11,50)	2,50 (2,30-3,00)	11,50 (10,70-12,10)	2,50 (2,30-2,60)	10,90 (9,20-11,50)	7,90 (7,80-8,70)	1,90 (1,60-2,00)	8,70 (7,70-10,00)

Tableau X : Valeurs de P obtenues avec le test de Mann-Whitney-Wilcoxon pour comparer les déplacements initiaux et après les 5000 cycles. Les différences significatives sont mises en gras

Implant	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST - C	0,913	0,916	1,000	0,752	0,674	0,913	0,674	0,827	1,000	0,596	1,000	0,750
FT – ST – C	0,342	1,000	0,831	0,753	0,674	0,913	0,916	0,584	0,916	0,749	1,000	0,750
WC – ST - C	1,000	1,000	1,000	0,833	1,000	0,915	0,916	0,915	0,831	1,000	0,915	1,000

b. Comparaison des trois implants avec et sans cyclage

L'ensemble des données obtenues grâce à la machine Instron et relatives à tous les essais est rassemblé dans l'annexe 5. Les résultats concernant l'impact du cyclage sont repris sous la forme médiane (IQR) dans le tableau XI.

Tableau XI : Résultats (issus de la machine Instron) des tests de traction jusqu'à rupture pour les différents implants, avec et sans cyclage

Implant	Cyclage	Charge de rupture (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Déplacement total (mm)	Raideur (N/mm)
PDS USP 1	Oui	450,31 (446,41-473,15)	206,33 (190,09-206,47)	3,09 (2,90-3,59)	124,10 (122,32-128,89)
	Non	424,50 (399,98-517,12)	191,70 (188,20-200,72)	2,84 (2,82-3,65)	123,44 (122,63-123,97)
FiberTape® 2 mm	Oui	469,13 (466,05-503,68)	376,46 (367,54-377,91)	1,29 (1,281,46)	328,64 (314,38-334,82)
	Non	439,32 (435,04-468,23)	314,05 (310,38-344,38)	1,42 (1,35-1,47)	291,29 (286,02-320,21)
Cerclage en acier 20 gauge	Oui	506,74 (488,65-550,30)	454,25 (447,44-521,47)	1,15 (1,10-1,17)	389,94 (362,35-512,92)
	Non	419,25 (396,56-428,41)	419,25 (396,56-428,41)	0,94 (0,82-0,96)	395,07 (387,58-405,36)

(1) Charge à 1 mm de déplacement

Les charges à 1 mm de déplacement obtenues par suivi de mires pour tous les essais sont regroupées dans l'annexe 7 et un bilan par portion de sternum est rassemblé dans l'annexe 9. Aucune différence significative n'est constatée pour les groupes réparés avec du polydioxanone ou un cerclage en acier (Tableau XII). En revanche, une différence significative est mise en évidence pour les groupes réparés avec du FiberTape® lorsque l'on suit les valeurs données par la machine Instron (Tableau XIII) ($P = 0,032$). Cette différence est invalidée si l'on reprend les valeurs données par le suivi de mires (Tableau XIV).

Tableau XII : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les valeurs données par la machine Instron pour les charges à 1 mm de déplacement avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras

	Polydioxanone	FiberTape®	Cerclage
Valeur de P	0,691	0,032	0,095

Tableau XIII : Charge (en N) à 1 mm de déplacement donnée par la machine Instron pour les modèles réparés avec du FiberTape®

	FT – ST	FT – ST - C
Essai 1	314,05	325,62
Essai 2	344,38	375,46
Essai 2	310,38	367,54
Essai 4	298,50	377,91
Essai 5	353,48	402,47
Médiane (IQR)	314,05 (310,-38-344,38)	375,46 (367,54-377,91)

Tableau XIV : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les valeurs données par le suivi de mires pour les charges à 1 mm de déplacement des essais sur le FiberTape® . Les différences significatives sont mises en gras

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Valeur de P	0,210	0,210	0,210	0,210	0,210	0,210	0,210	0,210	0,210	0,235	0,210	0,144

(2) Charge de rupture

Aucune différence significative n'est mise en évidence suite au cyclage. Les valeurs de P sont regroupées dans le tableau XV.

Tableau XV : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les charges de rupture avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras

	Polydioxanone	FiberTape®	Cerclage
Valeur de P	1,000	0,222	0,151

(3) Déplacement total

Les déplacements totaux obtenus par suivi de mires pour tous les essais sont regroupés dans l'annexe 10. Les résultats obtenus sont repris sous la forme médiane (IQR) dans les tableaux XVI à XVIII et sont présentés dans les figures 36 à 38. Aucune différence significative n'est mise en évidence pour les groupes réparés avec du polydioxanone ou du FiberTape® (Tableau XVI et XVII, Figures 36 et 37). Pour les groupes réparés avec un cerclage en acier, le suivi de mires met en évidence une différence minime au niveau des mires 3 et 11 (Tableau XVIII et Figure 38), différence non détectée par les valeurs données par la machine Instron (Tableau XIX) (P = 0,15).

Tableau XVI : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du polydioxanone. Les différences significatives sont mises en gras

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Déplacement total sans cyclage (mm)	0,00 (0,00-0,00)	0,49 (0,46-0,70)	0,77 (0,67-0,88)	1,62 (1,50-2,04)	2,22 (1,50-2,04)	2,24 (2,22-2,76)	2,35 (2,35-3,10)	2,32 (2,22-2,94)	2,40 (2,37-3,14)	2,40 (2,40-3,09)	2,24 (2,22-2,91)	2,37 (2,35-3,07)
Déplacement total avec cyclage (mm)	0,00 (0,00-0,00)	0,91 (0,67-1,00)	0,75 (0,58-0,80)	1,75 (1,72-1,75)	2,33 (2,33-2,34)	2,33 (2,26-2,34)	2,57 (2,33-2,57)	2,46 (2,38-2,49)	2,56 (2,52-2,59)	2,49 (2,49-2,52)	2,33 (2,31-2,45)	2,51 (2,46-2,55)
Valeur de P	NR	0,095	1,000	0,834	1,000	1,000	0,833	0,676	0,676	0,674	0,676	0,675

Tableau XVII : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du FiberTape®.
Les différences significatives sont mises en gras

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Déplacement total sans cyclage (mm)	0,00 (0,00-0,00)	0,05 (0,00-0,05)	0,20 (0,18-0,28)	0,72 (0,72-0,74)	0,79 (0,79-0,90)	0,59 (0,59-0,67)	0,80 (0,79-0,87)	0,85 (0,82-0,85)	1,10 (0,97-1,15)	1,08 (1,03-1,10)	0,90 (0,90-0,90)	1,13 (1,02-1,13)
Déplacement total avec cyclage (mm)	0,00 (0,00-0,00)	0,13 (0,10-0,36)	0,18 (0,10-0,18)	0,57 (0,56-0,70)	0,67 (0,63-0,80)	0,63 (0,62-0,72)	0,80 (0,72-0,91)	0,72 (0,65-0,85)	0,93 (0,83-0,96)	1,08 (1,07-1,11)	0,95 (0,93-0,99)	1,08 (1,05-1,10)
Valeur de P	NR	0,141	0,458	0,209	0,209	0,528	0,917	0,196	0,296	0,600	0,091	1,000

Tableau XVIII : Déplacement total (en mm) obtenu avec le suivi de mires pour les modèles réparés avec du cerclage en acier. Les différences significatives sont mises en gras

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Déplacement total sans cyclage (mm)	0,00 (0,00-0,00)	0,03 (0,00-0,05)	0,03 (0,00-0,05)	0,10 (0,08-0,15)	0,36 (0,33-0,36)	0,33 (0,33-0,36)	0,43 (0,41-0,49)	0,38 (0,33-0,41)	0,46 (0,46-0,51)	0,51 (0,51-0,59)	0,28 (0,26-0,43)	0,46 (0,41-0,59)
	0,00 (0,00-0,00)	0,15 (0,05-0,23)	0,10 (0,08-0,10)	0,33 (0,15-0,39)	0,54 (0,44-0,70)	0,46 (0,41-0,54)	0,49 (0,44-0,70)	0,41 (0,38-0,67)	0,59 (0,41-0,62)	0,77 (0,77-0,84)	0,54 (0,51-0,77)	0,72 (0,72-0,90)
Valeur de P	NR	0,140	0,019	0,056	0,209	0,058	0,243	0,528	0,599	0,093	0,037	0,209

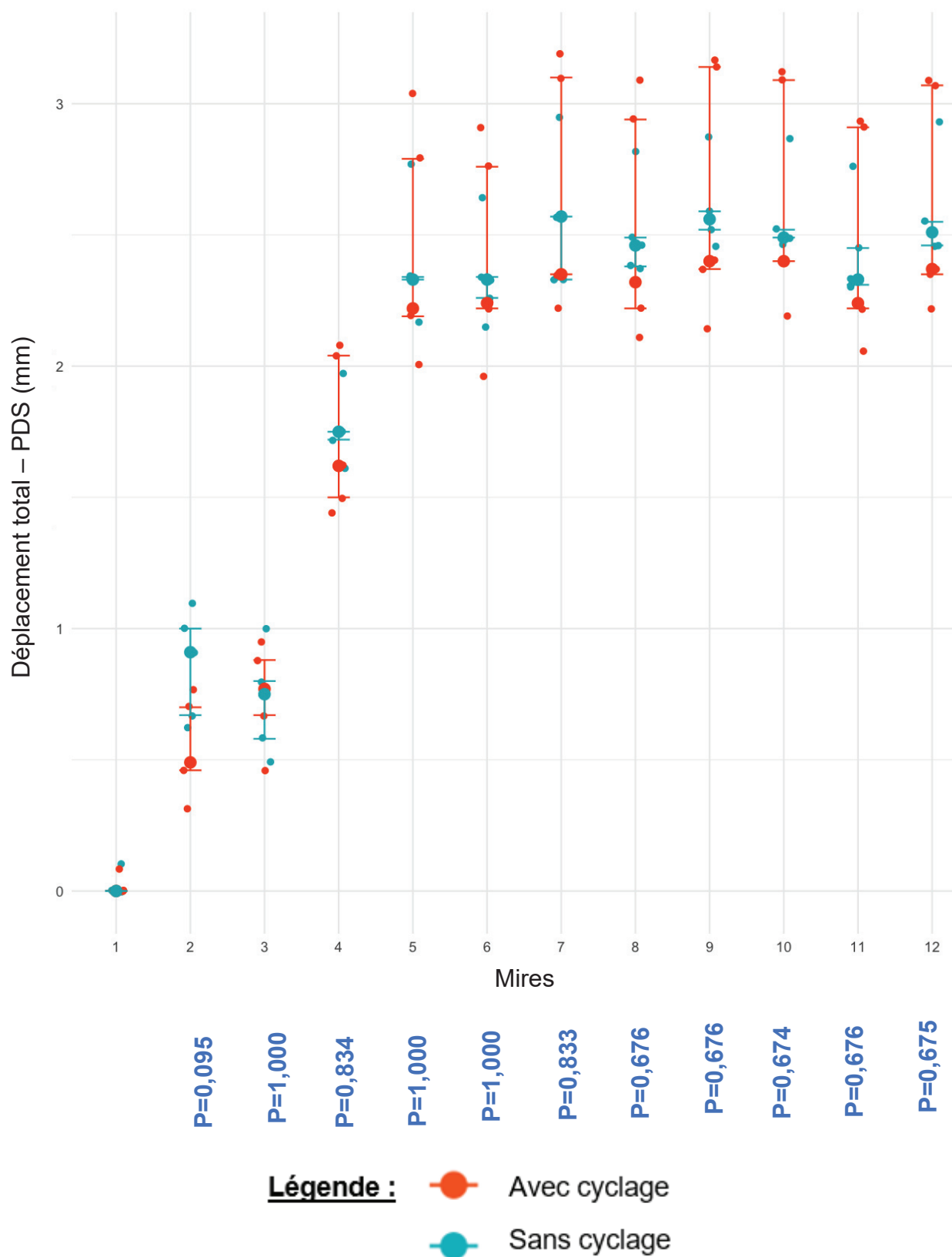


Figure 36 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du polydioxanone, avec et sans cyclage

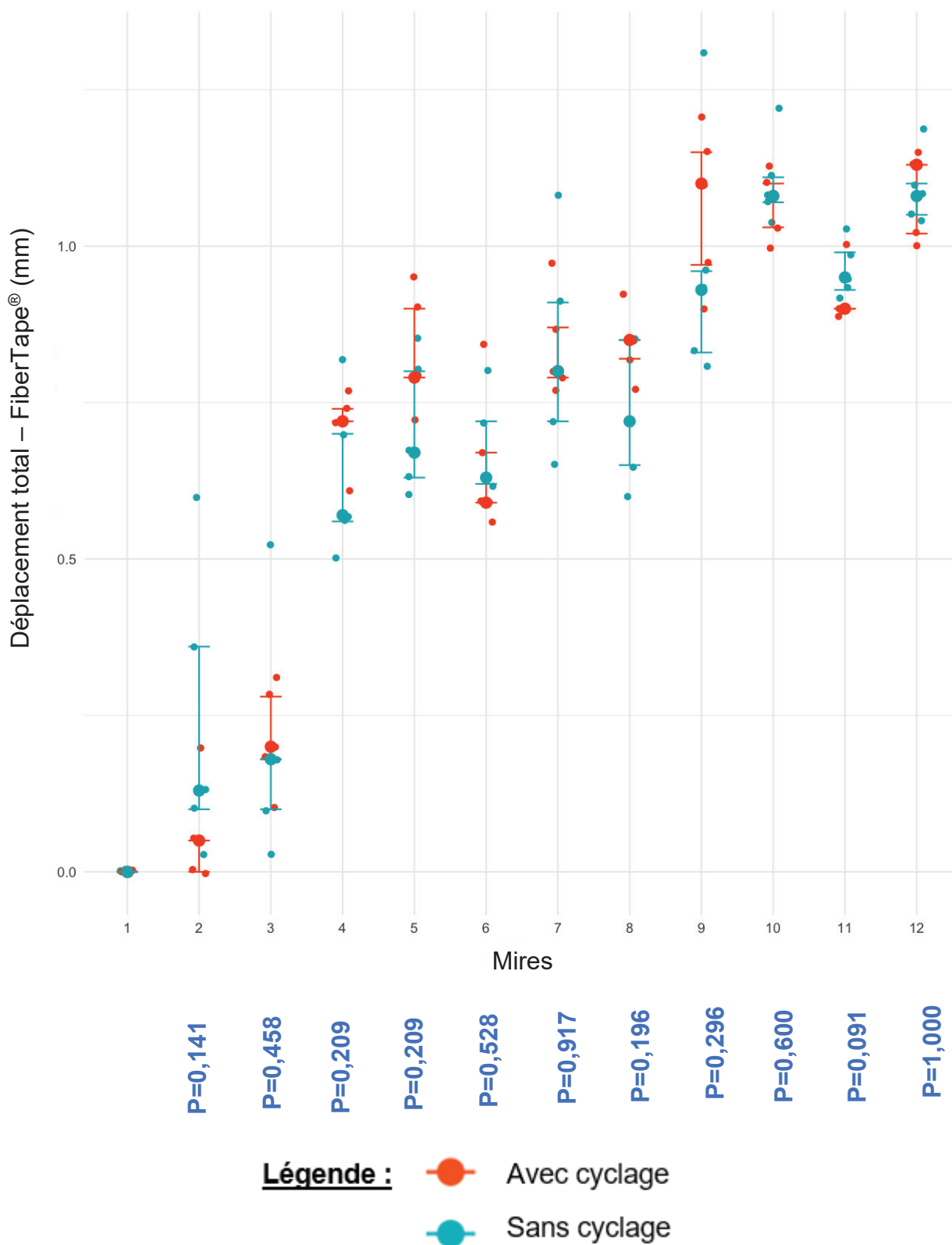


Figure 37 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du FiberTape®, avec et sans cyclage

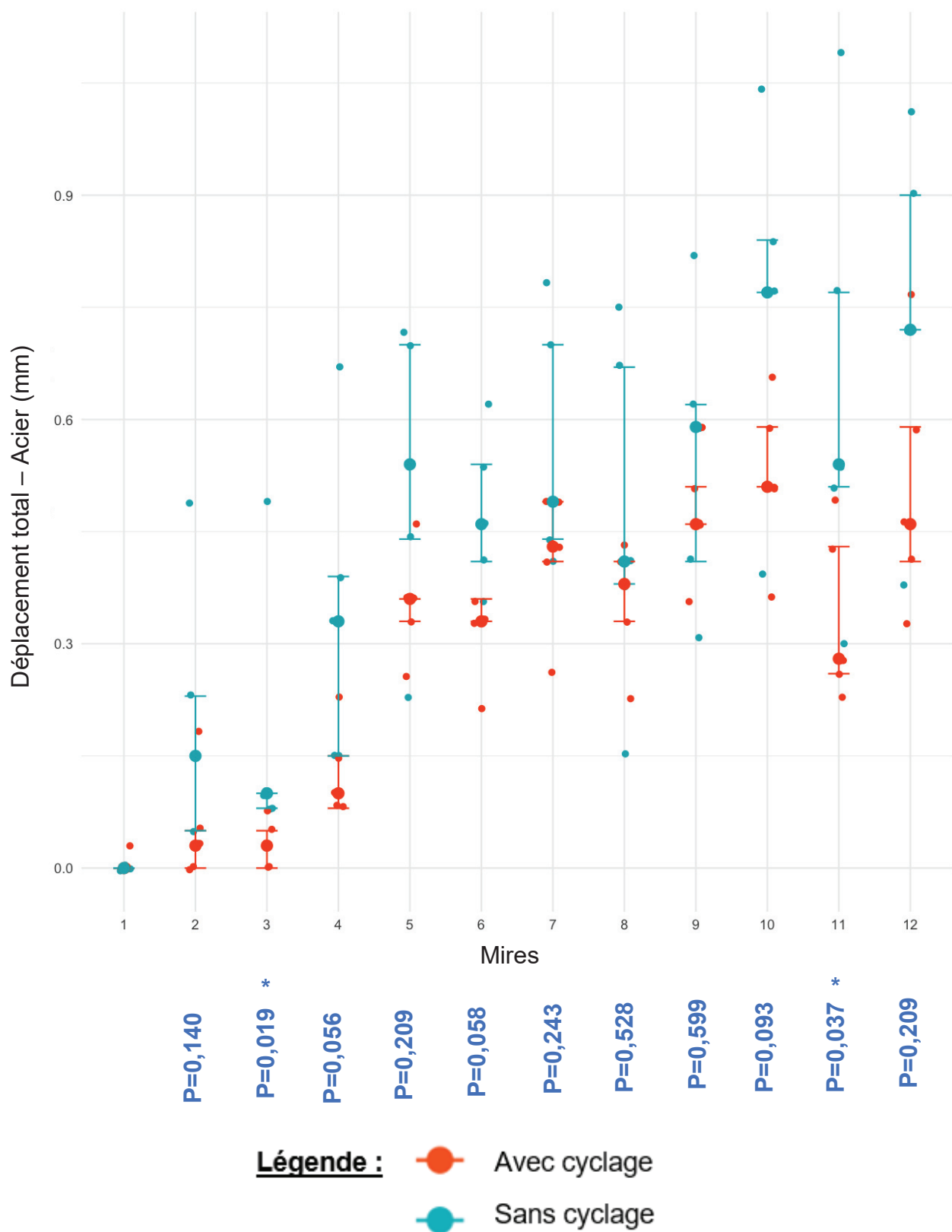


Figure 38 : Comparaison des déplacements totaux par mires pour les modèles réparés avec du cerclage en acier, avec et sans cyclage

Tableau XIX : Déplacement total (en mm) donné par la machine Instron pour les modèles réparés avec un cerclage en acier

	Acier – ST	Acier – ST - C
Essai 1	0,96	1,15
Essai 2	0,64	1,10
Essai 2	1,15	0,70
Essai 4	0,94	1,17
Essai 5	0,82	1,21
Médiane (IQR)	0,94 (0,82-0,96)	1,15 (1,10-1,17)

(4) Raideur

Aucune différence significative n'est mise en évidence entre les modèles ayant subi un cyclage ou n'en ayant pas subi (Tableau XX).

Tableau XX : Valeurs de P obtenues après un test de Mann-Whitney-Wilcoxon sur les raideurs avec ou sans cyclage. Les différences significatives sont mises en gras

	Polydioxanone	FiberTape®	Cerclage
Valeur de P	0,548	0,151	1,000

(5) Mode de rupture

Le cyclage n'a pas d'impact sur le mode de rupture : pour tous les tests, le mode de rupture était la rupture du modèle.

2. Comparaison des trois implants

a. Comparaison des trois implants lors du cyclage

Les différences de déplacement entre la position initiale et finale sont regroupées dans le tableau XXI. Aucune différence relative au déplacement lors des tests cycliques n'est mise en évidence entre les implants (Tableau XXII).

Tableau XXI : Différence de déplacement (en mm) entre la position initiale et après les 5000 cycles pour les différents implants

Implant	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST - C	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,10)	0,10 (0,00- 0,20)	0,00 (0,00- 0,00)	0,20 (0,00- 0,30)	0,00 (0,00- 0,20)	0,00 (0,00- 0,10)	0,10 (0,00- 0,30)	0,00 (0,00- 0,00)	0,10 (0,00- 0,10)
FT – ST – C	0,00 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,10)	0,20 (0,10- 0,20)	0,10 (0,00- 0,20)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,20)	0,00 (0,00- 0,20)	0,00 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,10 (0,00- 0,20)
WC – ST - C	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,10 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,10)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)

Tableau XXII : Valeurs de P obtenues après le test de Kruskal-Wallis pour comparer la différence de déplacement entre la position initiale et après les 5000 cycles entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Valeur de P	0,317	0,171	0,117	0,301	0,341	0,984	0,411	0,589	0,939	0,373	0,584	0,265

b. Comparaison des trois implants lors des tests de traction

Les résultats obtenus lors des tests de traction pour les différents implants (groupes PDS-ST-C, FT-ST-C et Acier-ST-C) sont repris dans le tableau XXIII sous la forme médiane (IQR).

Tableau XXIII : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différents implants après cyclage

Implant	Charge de rupture (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Déplacement total (mm)	Raideur (N/mm)
PDS – ST – C	450,31 (446,41-473,15)	206,33 (190,09-206,47)	3,09 (2,90-3,59)	124,1 (122,32-128,89)
FT – ST – C	469,12 (466,05-503,68)	375,46 (367,54-377,91)	1,29 (1,28-1,46)	328,64 (314,38-334,82)
Acier – ST – C	506,74 (488,65-550,30)	454,25 (447,44-521,47)	1,15 (1,10-1,17)	389,94 (362,35-512,92)

(1) Charge à 1 mm de déplacement

Les résultats des charges à 1 mm de déplacement sont repris dans le tableau XXIII. Une différence significative est mise en évidence entre les implants ($P = 0,002$). On constate que l'implant en polydioxanone nécessite une charge plus faible que l'acier et le FiberTape® pour atteindre 1 mm de déplacement (Tableau XXIV).

Tableau XXIV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier – FiberTape®	0,076
Acier – PDS	0,001
FiberTape® - PDS	0,039

Une analyse statistique à l'aide des données issues du suivi de mires n'a pas été réalisée pour préciser ce résultat car peu de modèles atteignent le millimètre de déplacement. Les modèles réparés avec un implant en acier n'atteignent 1 mm de déplacement pour aucune mire, ceux avec du FiberTape® ne l'atteignent que pour les mires 10 à 12 et les modèles réparés avec du polydioxanone l'atteignent pour toutes les mires sauf pour les mires 1 et 3. Les résultats du suivi de mires pour les charges à 1 mm de déplacement sont regroupés dans l'annexe 7.

(2) Charge de rupture

Les résultats des charges de rupture sont repris dans le tableau XXIII. Aucune différence significative n'est mise en évidence entre les implants ($P = 0,330$).

(3) Déplacement total

Les résultats des déplacements totaux obtenus avec la machine Instron sont repris dans le tableau XXIII. Une différence significative est mise en évidence entre les implants ($P = 0,002$). On constate que les modèles réparés avec du polydioxanone se déplacent significativement plus que ceux réparés avec un cerclage en acier. Il n'y a en revanche pas de différence significative avec ceux réparés avec du FiberTape® selon la machine (Tableau XXV).

Tableau XXV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier – FiberTape®	0,052
Acier – PDS	0,001
FiberTape® - PDS	0,065

Les résultats des déplacements totaux obtenus avec le suivi de mires sont repris dans le tableau XXVI sous la forme médiane (IQR) et sont présentés dans la figure 39. On constate que les modèles réparés au polydioxanone se déplacent significativement plus que ceux réparés au cerclage en acier pour les mires 2 à 12, et significativement plus que ceux réparés au FiberTape® pour les mires 2 à 12 sauf les mires 6 et 9 (Tableau XXVII). Le suivi de mires permet donc de préciser au maximum les différences observées entre les implants.

Tableau XXVI : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différents implants après cyclage. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR)

Implant	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Acier – ST - C	0,00	0,15	0,10	0,33	0,54	0,46	0,49	0,41	0,59	0,77	0,54	0,72
	(0,00-	(0,05-	(0,08-	(0,15-	(0,44-	(0,41-	(0,44-	(0,38-	(0,41-	(0,77-	(0,51-	(0,72-
	0,00)	0,23)	0,10)	0,39)	0,70)	0,54)	0,70)	0,67)	0,62)	0,84)	0,77)	0,90)
FT – ST – C	0,00	0,13	0,18	0,57	0,67	0,63	0,80	0,72	0,93	1,08	0,95	1,08
	(0,00-	(0,10-	(0,10-	(0,56-	(0,63-	(0,62-	(0,72-	(0,65-	(0,83-	(1,07-	(0,93-	(1,05-
	0,00)	0,36)	0,18)	0,70)	0,80)	0,72)	0,91)	0,85)	0,96)	1,11)	0,99)	1,10)
PDS – ST – C	0,00	0,91	0,75	1,75	2,33	2,33	2,57	2,46	2,56	2,49	2,33	2,51
	(0,00-	(0,67-	(0,58-	(1,72-	(2,33-	(2,26-	(2,33-	(2,38-	(2,52-	(2,49-	(2,31-	(2,46-
	0,00)	1,00)	0,80)	1,75)	2,34)	2,34)	2,57)	2,49)	2,59)	2,52)	2,45)	2,55)

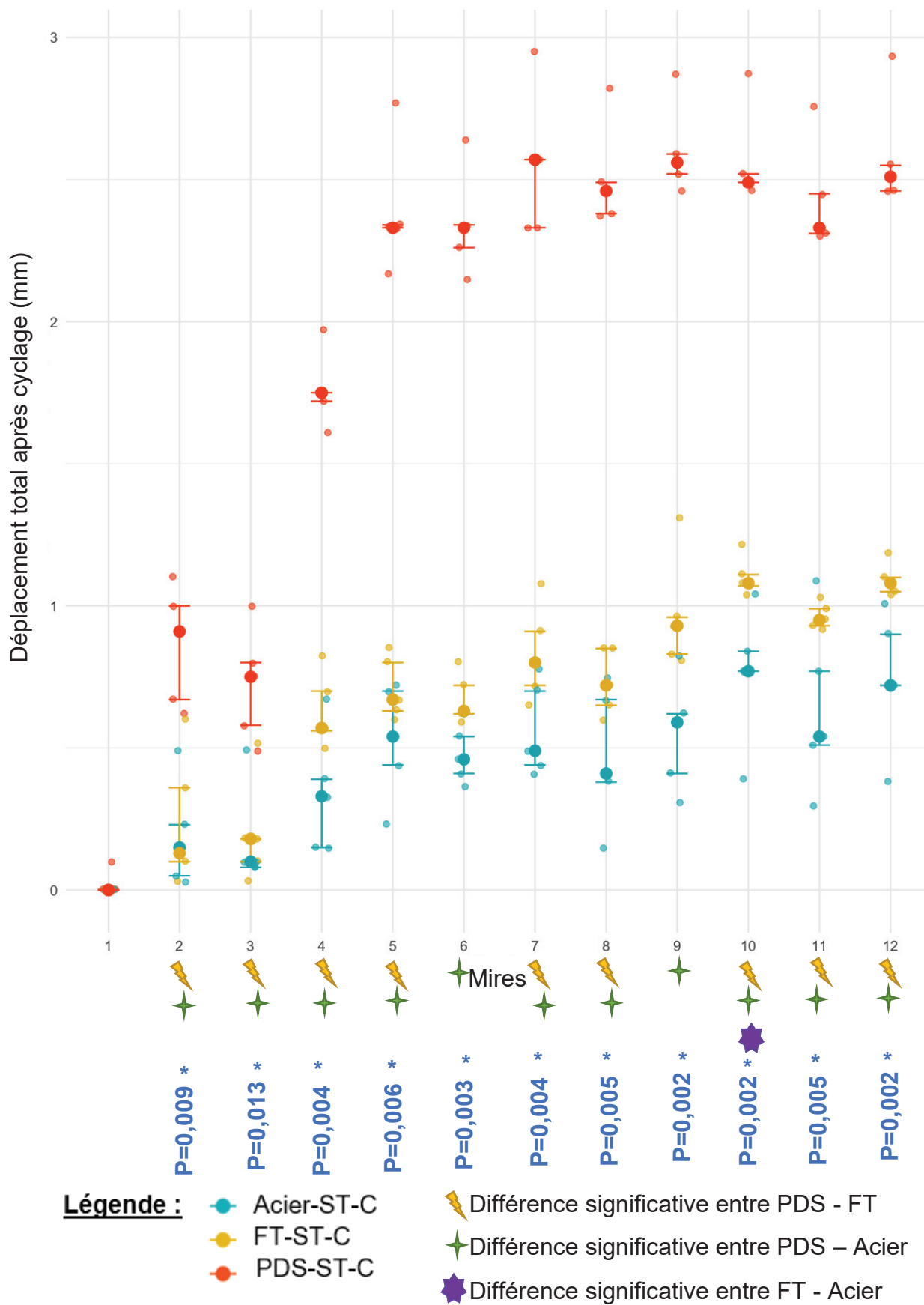


Figure 39 : Comparaison des déplacements totaux avec le suivi de mires entre les différents implants après cyclage

Tableau XXVII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras

Mires	Comparaison	Valeurs de P
2	Acier – FiberTape	0,444
	Acier – PDS	0,010
	FiberTape® - PDS	0,010
3	Acier - FiberTape®	0,297
	Acier – PDS	0,008
	FiberTape® - PDS	0,025
4	Acier - FiberTape®	0,089
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,047
5	Acier - FiberTape®	0,179
	Acier – PDS	0,003
	FiberTape® - PDS	0,028
6	Acier - FiberTape®	0,060
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,060
7	Acier - FiberTape®	0,089
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,047
8	Acier - FiberTape®	0,144
	Acier – PDS	0,002
	FiberTape® - PDS	0,033
9	Acier - FiberTape®	0,052
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,065
10	Acier - FiberTape®	0,044
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,035
11	Acier - FiberTape®	0,144
	Acier – PDS	0,002
	FiberTape® - PDS	0,033
12	Acier - FiberTape®	0,075
	Acier – PDS	0,001
	FiberTape® - PDS	0,038

(4) Raideur

Les valeurs obtenues pour la raideur des différents implants sont reprises dans le tableau XXIII. Une différence significative est mise en évidence entre les implants ($P = 0,004$). On constate que le polydioxanone présente une raideur significativement inférieure au cerclage en acier et au FiberTape® (Tableau XXVIII).

Tableau XXVIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs après cyclage entre les différents implants. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier – FiberTape®	0,090
Acier – PDS	0,001
FiberTape® - PDS	0,047

(5) Mode de rupture

Le choix de l'implant n'a pas d'impact sur le mode de rupture : pour tous les tests, le mode de rupture était la rupture du modèle.

3. Comparaison des différentes sternotomies

Les résultats obtenus lors des tests de traction pour les différentes sternotomies (groupes PDS-ST, PDS-SPX et PDS-SPM) sont repris dans le tableau XXIX sous la forme médiane (IQR).

Tableau XXIX : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différentes sternotomies

Type de sternotomie	Charge de rupture (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Déplacement total (mm)	Raideur (N/mm)
PDS-ST	424,50 (399,98-517,12)	191,70 (188,20-200,72)	2,84 (2,82-3,65)	123,44 (122,63-123,97)
PDS-SPX	501,10 (472,92-560,77)	408,09 (390,73-441,37)	1,41 (1,31-1,56)	340,64 (326,23-361,23)
PDS-SPM	278,86 (251,07-305,54)	218,09 (214,16-234,11)	1,33 (1,33-1,52)	143,15 (141,99-149,96)

a. Charge à 1 mm de déplacement

Les résultats des charges à 1 mm de déplacement obtenues avec la machine Instron sont repris dans le tableau XXIX. Une différence significative est mise en évidence entre les différentes sternotomies ($P = 0,003$). On constate que les modèles ayant subi une sternotomie totale nécessitent une charge pour atteindre 1 mm de déplacement significativement inférieure à celle nécessaire aux modèles ayant subi

une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde. Il n'y a pas de différence significative entre les modèles ayant subi une sternotomie partielle avec préservation du manubrium et les deux autres groupes selon la machine (Tableau XXX).

Tableau XXX : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
SPM – SPX	0,055
SPM – ST	0,069
SPX – ST	0,001

Les résultats des charges à 1 mm de déplacement obtenues avec le suivi de mires sont repris dans le tableau XXXI sous la forme médiane (IQR) et sont présentés dans la figure 40. Les modèles ayant subi une sternotomie totale atteignent le millimètre de déplacement pour les mires 4 à 12. Les modèles ayant subi des sternotomies partielles atteignent le millimètre de déplacement pour les mires 5 à 9, qui correspondent au sternum moyen. L'ensemble des charges à 1 mm de déplacement obtenues par suivi de mires pour tous les essais sont regroupées dans l'annexe 8. On constate que les modèles ayant subi une sternotomie totale nécessitent toujours une charge pour atteindre le millimètre de déplacement significativement inférieure à celle nécessaire aux modèles ayant subi une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde, et cela pour toutes les mires (Tableau XXXII). Aucune différence entre les sternotomies partielles n'est mise en évidence par le suivi de mires.

Tableau XXXI : Charges à 1 mm de déplacement issues du suivi de mires des différentes sternotomies. Les résultats sont exprimés en Newton (N) et sont présentés sous la forme médiane (IQR)

Sternotomie	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9
PDS – SPM	246,95 (246,89- 272,46)	256,80 (247,12- 274,29)	236,12 (236,12- 258,82)	249,17 (238,72- 261,04)	242,14 (240,74- 257,21)
PDS – SPX	458,48 (451,80- 499,40)	472,92 (451,80- 517,52)	454,51 (451,80- 490,99)	465,74 (451,80- 525,68)	469,25 (451,80- 525,33)
PDS – ST	218,81 (209,58- 228,28)	218,20 (213,48- 230,65)	201,87 (201,60- 224,39)	208,46 (207,70- 228,10)	203,53 (196,48- 218,68)

Tableau XXXII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Mires	Comparaison	Valeur de P
5	SPM - SPX	0,064
	SPM - ST	0,052
	SPX - ST	0,001
6	SPM - SPX	0,064
	SPM - ST	0,052
	SPX - ST	0,001
7	SPM - SPX	0,056
	SPM - ST	0,069
	SPX - ST	0,001
8	SPM - SPX	0,065
	SPM - ST	0,052
	SPX - ST	0,001
9	SPM - SPX	0,065
	SPM - ST	0,052
	SPX - ST	0,001

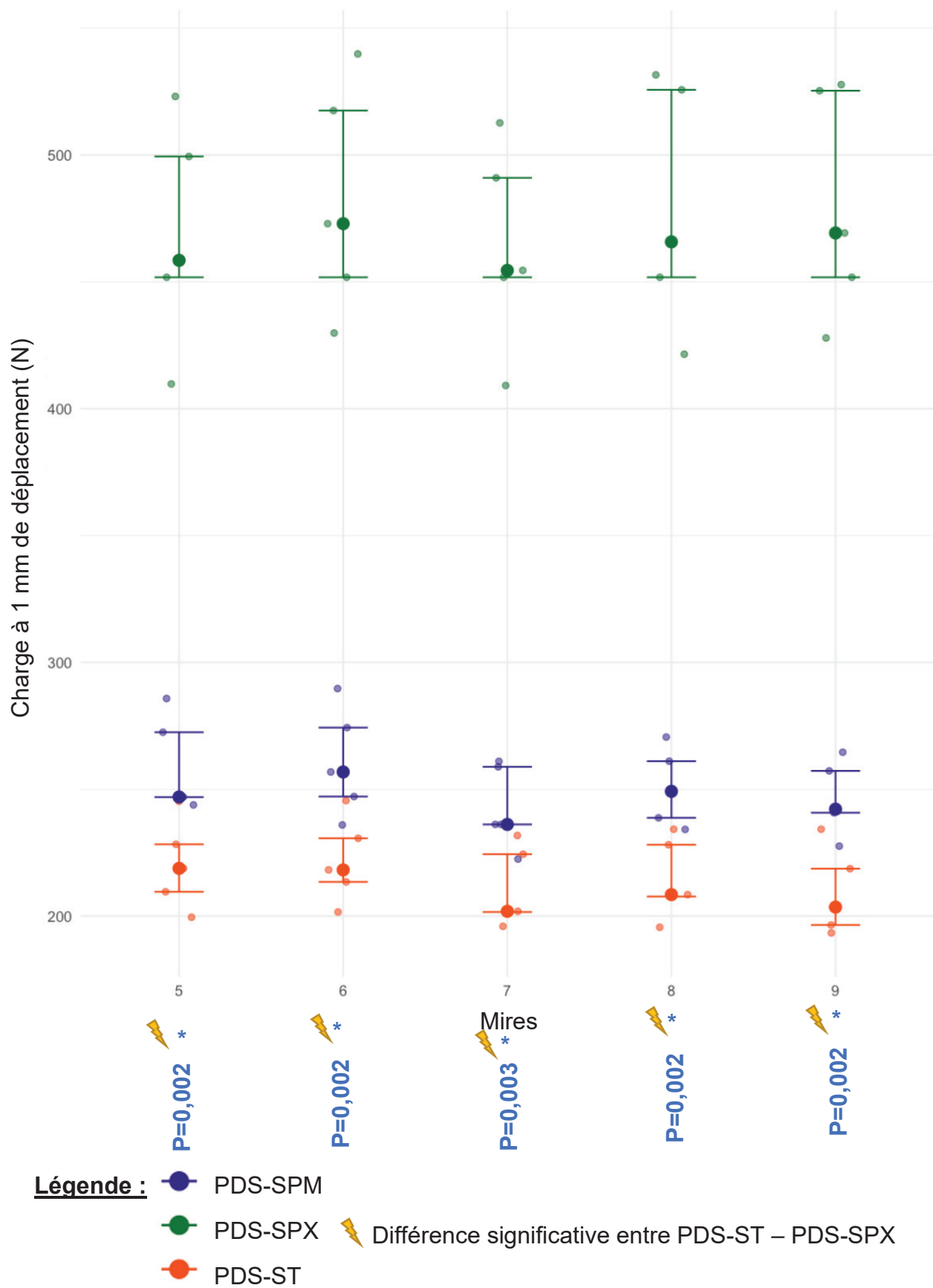


Figure 40 : Charges à 1 mm de déplacement issues du suivi de mires des différentes sternotomies

b. Charge de rupture

Les résultats des charges de rupture sont repris dans le tableau XXIX. Une différence significative est mise en évidence entre les différentes sternotomies ($P = 0,010$). On constate que les modèles ayant subi une sternotomie partielle avec préservation du manubrium présentent une charge de rupture significativement inférieure aux modèles ayant subi une sternotomie totale ou une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde. Il n'y a en revanche aucune différence significative mise en évidence entre les modèles ayant subi une sternotomie totale et ceux ayant subi une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde (Tableau XXXIII).

Tableau XXXIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges de rupture entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
SPM – SPX	0,003
SPM – ST	0,028
SPX – ST	0,179

c. Déplacement total

Les résultats des déplacements totaux obtenus avec la machine Instron sont repris dans le tableau XXIX. Une différence significative est mise en évidence entre les implants ($P = 0,009$). On constate que les modèles ayant subi une sternotomie totale se déplacent significativement plus que ceux ayant subi une sternotomie partielle. Il n'y a en revanche pas de différence significative entre les deux types de sternotomies partielles selon la machine (Tableau XXXIV).

Tableau XXXIV : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
SPM – SPX	0,472
SPM – ST	0,009
SPX – ST	0,011

Les résultats des déplacements totaux obtenus avec le suivi de mires pour tous les essais sont présentés dans l'annexe 12 et sont repris dans le tableau XXXV sous la forme médiane (IQR). Les résultats sont présentés dans la figure 41. On constate ainsi que les modèles ayant subi une sternotomie totale se déplacent significativement plus que les modèles ayant subi une sternotomie partielle pour les mires 2 à 12. Il n'y a toujours pas de différence significative entre les sternotomies partielles selon le suivi de mires (Tableau XXXVI).

Tableau XXXV : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes sternotomies. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR)

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoidé			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Sternotomie												
PDS – PSM	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)	0,46 (0,41- 0,54)	1,05 (1,04- 1,16)	1,07 (1,02- 1,13)	1,20 (1,10- 1,38)	1,10 (1,08- 1,28)	1,15 (1,13- 1,30)	1,11 (1,07- 1,35)	0,94 (0,91- 1,22)	1,06 (1,04- 1,30)
PDS - PSX	0,00 (0,00- 0,00)	0,23 (0,21- 0,23)	0,28 (0,21- 0,28)	0,78 (0,76- 0,89)	1,15 (1,04- 1,16)	1,05 (0,97- 1,06)	1,14 (1,07- 1,15)	1,07 (1,02- 1,09)	1,04 (0,97- 1,12)	0,66 (0,66- 0,66)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)
PDS - ST	0,00 (0,00- 0,00)	0,49 (0,46- 0,70)	0,77 (0,67- 0,88)	1,62 (1,50- 2,04)	2,22 (2,19- 2,79)	2,24 (2,22- 2,76)	2,35 (2,35- 3,10)	2,32 (2,22- 2,94)	2,40 (2,37- 3,14)	2,40 (2,40- 3,09)	2,24 (2,22- 2,91)	2,37 (2,35- 3,07)

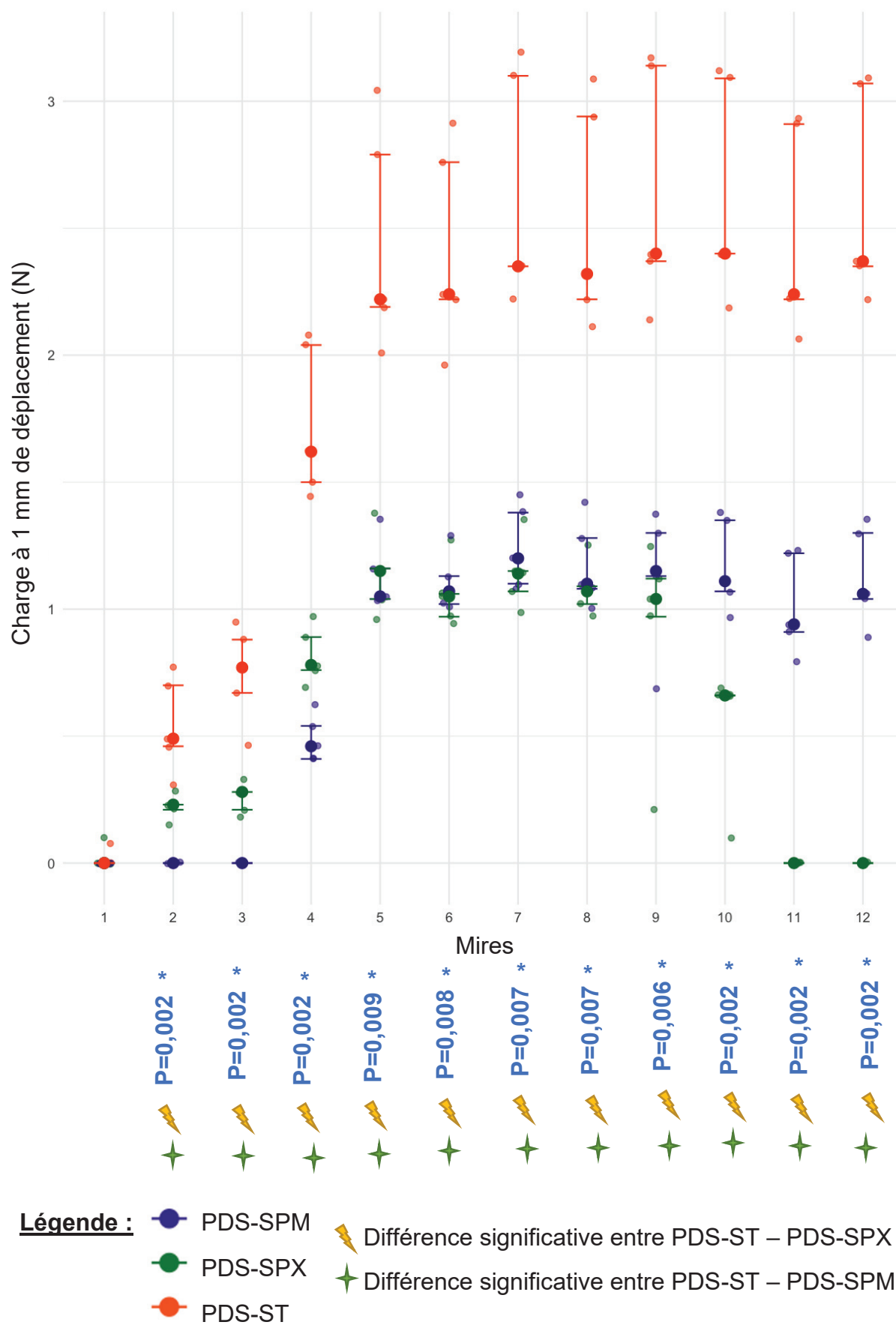


Figure 41 : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes sternotomies

Tableau XXXVI : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Mires	Comparaison	Valeur de P
2	SPM - SPX	0,070
	SPM - ST	0,001
	SPX - ST	0,036
3	SPM - SPX	0,070
	SPM - ST	0,001
	SPX - ST	0,036
4	SPM - SPX	0,075
	SPM - ST	0,001
	SPX - ST	0,038
5	SPM - SPX	0,472
	SPM - ST	0,011
	SPX - ST	0,009
6	SPM - SPX	0,262
	SPM - ST	0,020
	SPX - ST	0,004
7	SPM - SPX	0,218
	SPM - ST	0,023
	SPX - ST	0,004
8	SPM - SPX	0,218
	SPM - ST	0,024
	SPX - ST	0,004
9	SPM - SPX	0,179
	SPM - ST	0,028
	SPX - ST	0,003
10	SPM - SPX	0,074
	SPM - ST	0,038
	SPX - ST	0,001
11	SPM - SPX	0,071
	SPM - ST	0,036
	SPX - ST	0,001
12	SPM - SPX	0,071
	SPM - ST	0,036
	SPX - ST	0,001

d. Raideur

Les valeurs obtenues pour la raideur des différents implants sont reprises dans le tableau XXIX. Une différence significative est mise en évidence entre les implants ($P = 0,001$). On constate que les modèles ayant subi une sternotomie totale ont une raideur inférieure aux modèles ayant subi une sternotomie partielle. De plus, la raideur d'une sternotomie partielle avec préservation du manubrium est inférieure à celle d'une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde (Tableau XXXVII).

Tableau XXXVII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
SPM – SPX	0,039
SPM – ST	0,039
SPX – ST	0,001

e. Mode de rupture

Le type de sternotomie n'a pas d'impact sur le mode de rupture : pour tous les tests, le mode de rupture était la rupture du modèle.

4. Comparaison de tous les implants et de différentes combinaisons

Des box plots (figures 42, 43, 45 et 46) ont été réalisés pour les différents paramètres afin de comparer tous les groupes entre eux, et de comparer les valeurs obtenues avec la machine Instron et le suivi de mires. Pour les charges à 1 mm de déplacement, la valeur retenue pour le suivi de mires est la charge la moins importante qui a créé un déplacement d'un millimètre pour une mire donnée. Pour le déplacement total, la valeur retenue pour le suivi de mires est le déplacement le plus important de toutes les mires.

Afin de comparer les différentes combinaisons, la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde et réparée avec du polydioxanone, qui présente les meilleurs résultats biomécaniques des trois différentes sternotomies étudiées, a été comparée aux sternotomies totales réparées avec du cerclage en acier ou avec du FiberTape®, qui présentaient des résultats biomécaniques similaires et supérieurs aux résultats des modèles ayant subi une sternotomie totale et réparés avec du polydioxanone.

Les résultats des tests de traction pour ces trois groupes sont rassemblés dans le tableau XXXVIII sous la forme médiane (IQR).

Tableau XXXVIII : Bilan des valeurs obtenues lors des tests de traction avec la machine Instron pour les différentes combinaisons

Implant / Sternotomie	Charge de rupture (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Déplacement total (mm)	Raideur (N/mm)
PDS – SPX	501,10 (472,92- 560,77)	408,09 (390,73- 441,37)	1,41 (1,31-1,56)	340,64 (326,23- 361,23)
FT – ST	439,32 (435,04- 468,23)	314,05 (310,38- 344,38)	1,42 (1,35-1,47)	291,29 (286,02- 320,21)
Acier – ST	419,25 (396,56- 428,41)	419,25 (396,56- 428,41)	0,94 (0,82-0,96)	395,07 (387,58- 405,36)

a. Charge à 1 mm de déplacement

Les valeurs des charges à 1 mm de déplacement obtenues avec la machine Instron des différents groupes sont reprises dans le tableau XXXVIII. Une différence significative est mise en évidence entre les groupes ($P = 0,009$). On constate que les sternotomies totales réparées avec du FiberTape® présentent une charge à 1 mm de déplacement significativement inférieure à celle obtenue pour la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde. Ce résultat est obtenu en utilisant les valeurs issues de la machine ou du suivi de mires. En revanche, aucune différence significative n'est mise en évidence entre les sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier et les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde (Tableau XXXIX).

Tableau XXXIX : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les charges à 1 mm de déplacement entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier-ST – FT-ST	0,009
Acier-ST – PDS-SPX	0,416
FT-ST – PDS-SPX	0,011

En comparant les valeurs données par le suivi de mires et celles données par la machine Instron, on constate que les sternotomies partielles avec préservation du manubrium, les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde et les sternotomies totales réparées avec du FiberTape® subissant un cyclage (groupes PDS-SPM, PDS-SPX et FT-ST-C) présentent des charges à 1 mm de déplacement moindres lorsque l'on se base sur les données du suivi de mires par rapport aux données de la machine. De plus, en utilisant les valeurs de suivi de mires, la charge à 1 mm de déplacement est significativement plus importante pour les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde par rapport à celle des sternotomies partielles avec préservation du manubrium. De la même façon, en utilisant le suivi de mires, la charge à 1mm de déplacement est significativement plus importante pour les sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier par rapport à celle des sternotomies totales réparées avec du FiberTape®. Néanmoins, ce dernier constat présente peu d'intérêt dans la mesure où peu de mires atteignent le millimètre de déplacement pour ces implants. Les résultats sont reportés dans le box-plot reprenant les charges à 1 mm de déplacement pour tous les groupes testés, avec les valeurs issues du suivi de mires (SM) ou de la machine Instron (MI) (Figure 42).

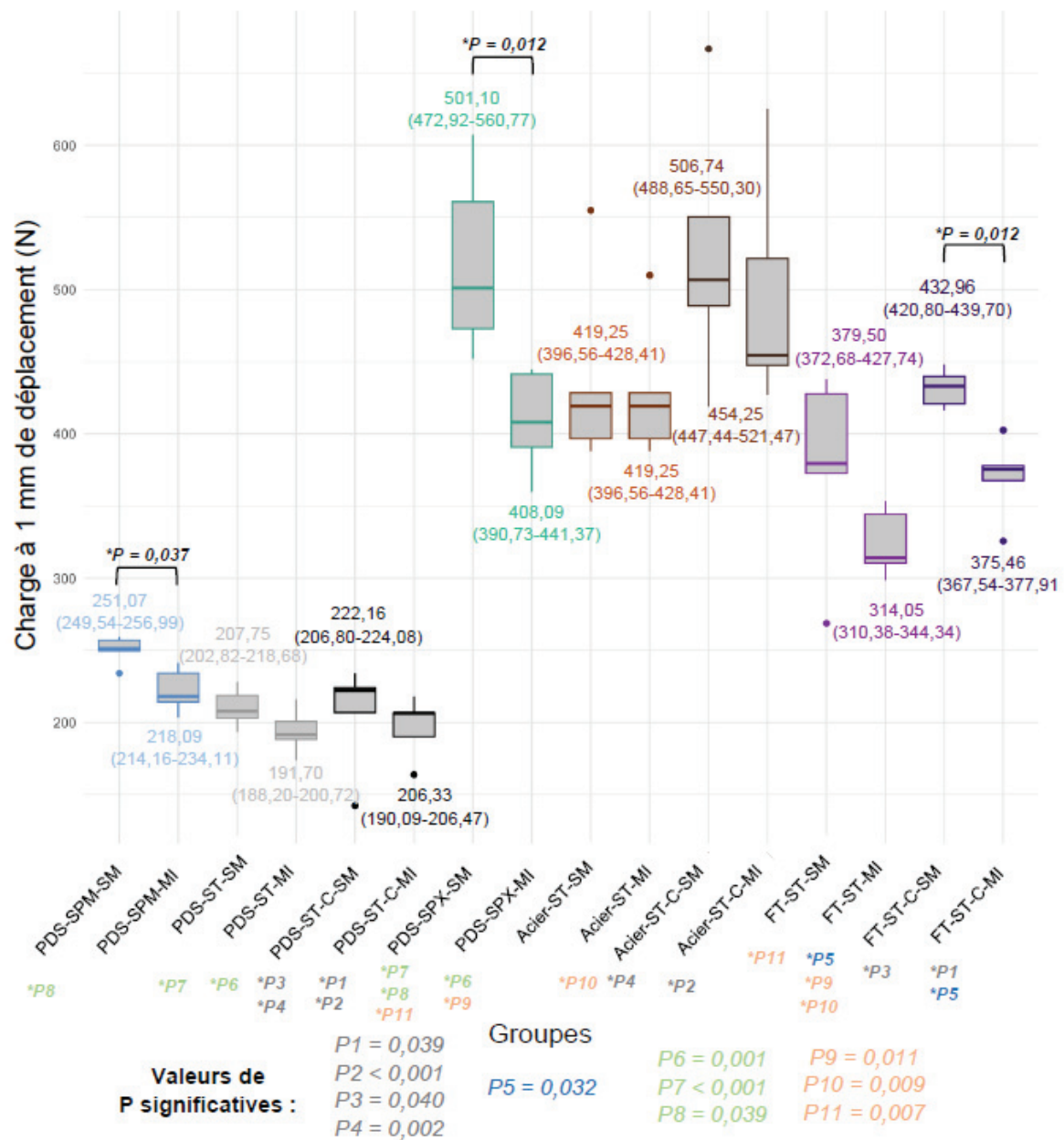


Figure 42 : Box-plot présentant l'ensemble des charges à 1 mm de déplacement pour tous les groupes testés, avec les valeurs du suivi de mires (SM) et de la machine Instron (MI). Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes

b. Charge de rupture

Les valeurs obtenues pour la charge de rupture des différents groupes sont reprises dans le tableau XXXVIII. Aucune différence significative n'est mise en évidence entre les groupes ($P = 0,059$). La sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde réparée avec du polydioxanone a donc une charge de rupture similaire aux sternotomies totales réparées avec du cerclage en acier ou du FiberTape®.

Les résultats sont reportés dans le box-plot reprenant les charges de rupture pour tous les groupes testés, avec les valeurs issues de la machine Instron (Figure 43).

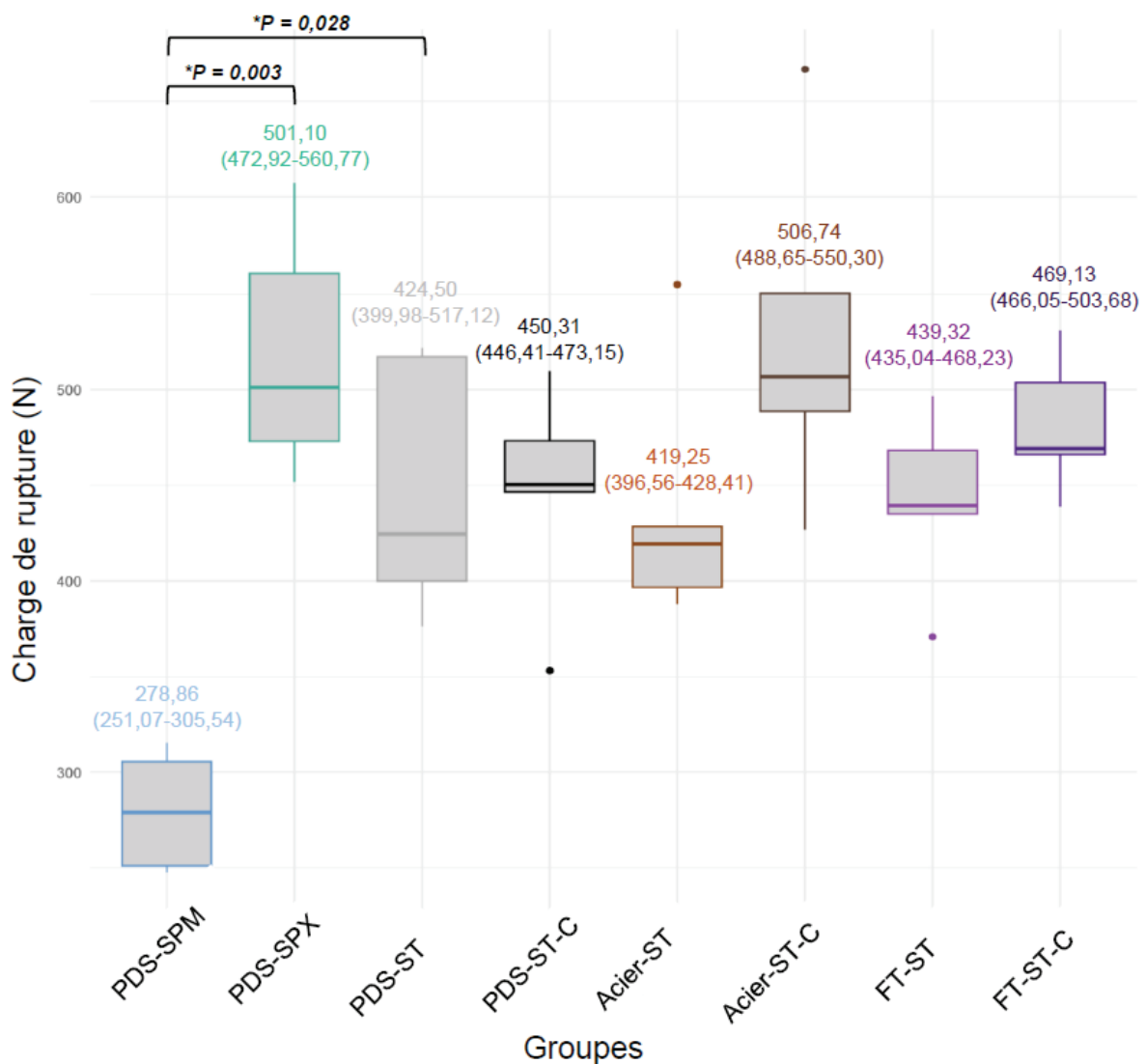


Figure 43 : Box-plot présentant l'ensemble des charges de rupture pour tous les groupes testés. Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes

c. Déplacement total

Les valeurs de déplacement total obtenues avec la machine Instron des différents groupes sont reprises dans le tableau XXXVIII. Une différence significative est mise en évidence entre les groupes ($P = 0,010$). On constate que le déplacement total des sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier est moindre par rapport au déplacement total des sternotomies totales réparées du FiberTape® ou des sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde (Tableau XL).

Tableau XL : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier-ST – FT-ST	0,009
Acier-ST – PDS-SPX	0,011
FT-ST – PDS-SPX	0,472

Ce résultat peut être précisé en utilisant les valeurs de suivi de mires, présentées dans le tableau XLI sous la forme médiane (IQR) et dans la figure 44. Le déplacement est significativement inférieur pour les mires 2 à 8 entre les sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier et les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde, et pour les mires 3,4, 9 et 10 si l'on compare le cerclage en acier au FiberTape®. De plus, avec le suivi de mires, on constate que les sternotomies totales réparées avec du FiberTape® présentent un déplacement total significativement inférieur pour les mires 6 à 8 par rapport aux sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde. Enfin, on constate que les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde présentent un déplacement total significativement inférieur par rapport aux sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier pour les mires 11 et 12, et par rapport aux les sternotomies totales réparées avec du FiberTape® pour les mires 10 à 12 (Tableau XLII). Ces résultats semblent logiques puisque le xiphoïde est préservé et ne se déplace donc pas.

Tableau XLI : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes combinaisons. Les résultats sont exprimés en millimètres et sont présentés sous la forme médiane (IQR)

Implant / Sternotomie	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
Acier – ST	0,00 (0,00- 0,00)	0,03 (0,00- 0,05)	0,03 (0,00- 0,05)	0,10 (0,08- 0,15)	0,36 (0,33- 0,36)	0,33 (0,33- 0,36)	0,43 (0,41- 0,49)	0,38 (0,33- 0,41)	0,46 (0,46- 0,51)	0,51 (0,51- 0,59)	0,28 (0,26- 0,43)	0,46 (0,41- 0,59)
FT – ST	0,00 (0,00- 0,00)	0,05 (0,00- 0,05)	0,20 (0,18- 0,28)	0,72 (0,72- 0,74)	0,79 (0,79- 0,90)	0,59 (0,59- 0,67)	0,80 (0,79- 0,87)	0,85 (0,82- 0,85)	1,10 (0,97- 1,15)	1,08 (1,03- 1,10)	0,90 (0,90- 0,90)	1,13 (1,02- 1,13)
PDS – SPX	0,00 (0,00- 0,00)	0,23 (0,21- 0,23)	0,28 (0,21- 0,28)	0,78 (0,76- 0,89)	1,15 (1,04- 1,16)	1,05 (0,97- 1,06)	1,14 (1,07- 1,15)	1,07 (1,02- 1,09)	1,04 (0,97- 1,12)	0,66 (0,66- 0,66)	0,00 (0,00- 0,00)	0,00 (0,00- 0,00)

Tableau XLII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les déplacements totaux entre les différentes sternotomies. Les différences significatives sont mises en gras

Mires	Comparaison	Valeur de P
2	Acier-ST – FT-ST	0,415
	Acier-ST – PDS-SPX	0,015
	FT-ST – PDS-SPX	0,018
3	Acier-ST – FT-ST	0,017
	Acier-ST – PDS-SPX	0,005
	FT-ST – PDS-SPX	0,285
4	Acier-ST – FT-ST	0,033
	Acier-ST – PDS-SPX	0,002
	FT-ST – PDS-SPX	0,144
5	Acier-ST – FT-ST	0,075
	Acier-ST – PDS-SPX	0,001
	FT-ST – PDS-SPX	0,038
6	Acier-ST – FT-ST	0,075
	Acier-ST – PDS-SPX	0,001
	FT-ST – PDS-SPX	0,038
7	Acier-ST – FT-ST	0,075
	Acier-ST – PDS-SPX	0,001
	FT-ST – PDS-SPX	0,038
8	Acier-ST – FT-ST	0,075
	Acier-ST – PDS-SPX	0,001
	FT-ST – PDS-SPX	0,038
9	Acier-ST – FT-ST	0,026
	Acier-ST – PDS-SPX	0,060
	FT-ST – PDS-SPX	0,310
10	Acier-ST – FT-ST	0,003
	Acier-ST – PDS-SPX	0,196
	FT-ST – PDS-SPX	0,024
11	Acier-ST – FT-ST	0,070
	Acier-ST – PDS-SPX	0,035
	FT-ST – PDS-SPX	0,001
12	Acier-ST – FT-ST	0,070
	Acier-ST – PDS-SPX	0,036
	FT-ST – PDS-SPX	0,001

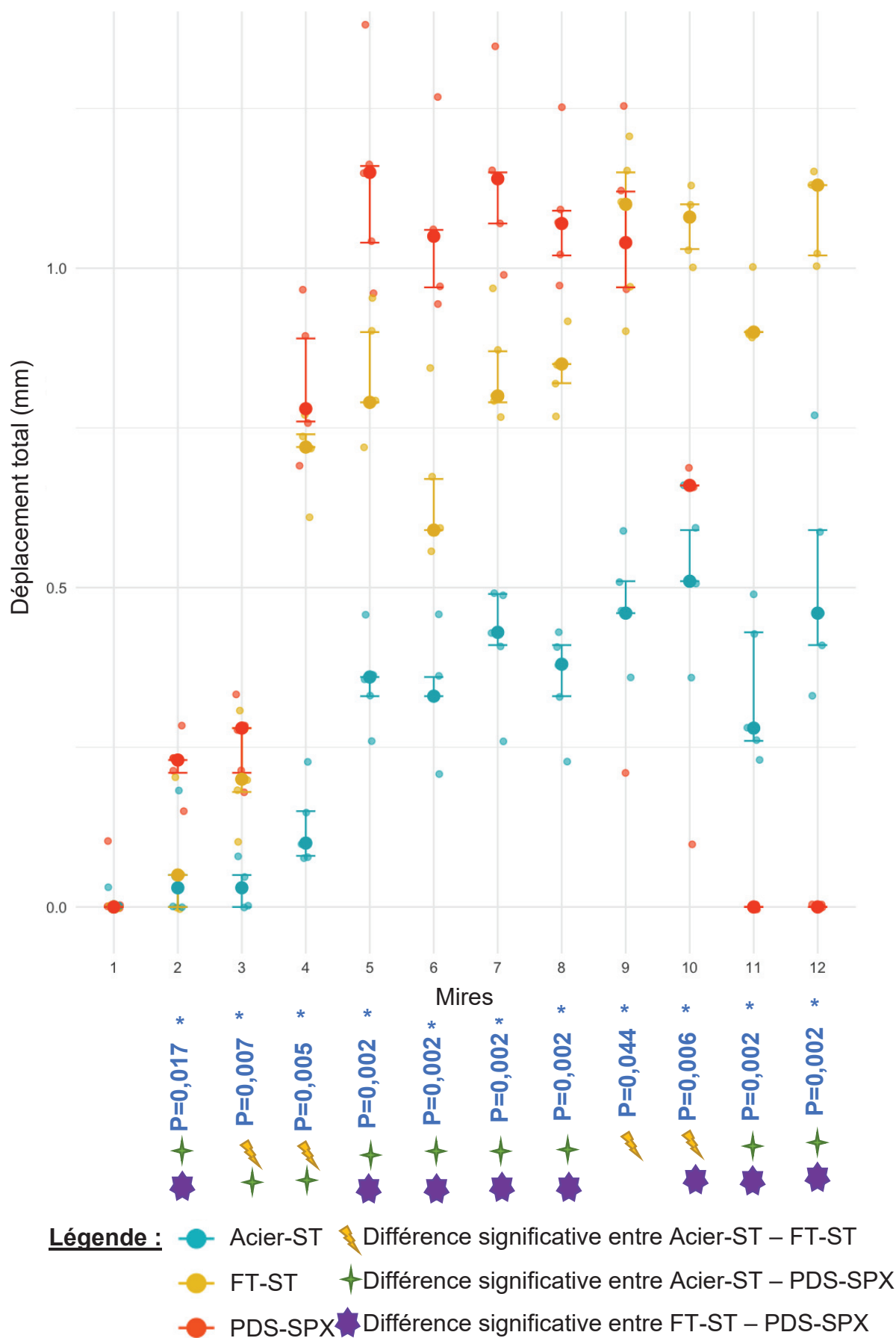


Figure 44 : Déplacements totaux issus du suivi de mires des différentes combinaisons

En comparant les valeurs données par le suivi de mires et celles données par la machine Instron, on constate que les sternotomies partielles avec préservation du xiphoïde, les sternotomies totales réparées avec du polydioxanone non cyclées, les sternotomies totales réparées avec du FiberTape® non cyclées et les sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier non cyclées (groupes PDS-SPX, PDS-ST, FT-ST et Acier-ST) présentent des déplacements totaux moindres lorsque l'on se base sur les données du suivi de mires par rapport aux données de la machine. Les résultats sont reportés dans le box-plot reprenant les déplacements totaux pour tous les groupes testés, avec les valeurs issues du suivi de mires (SM) ou de la machine Instron (MI) (Figure 45).

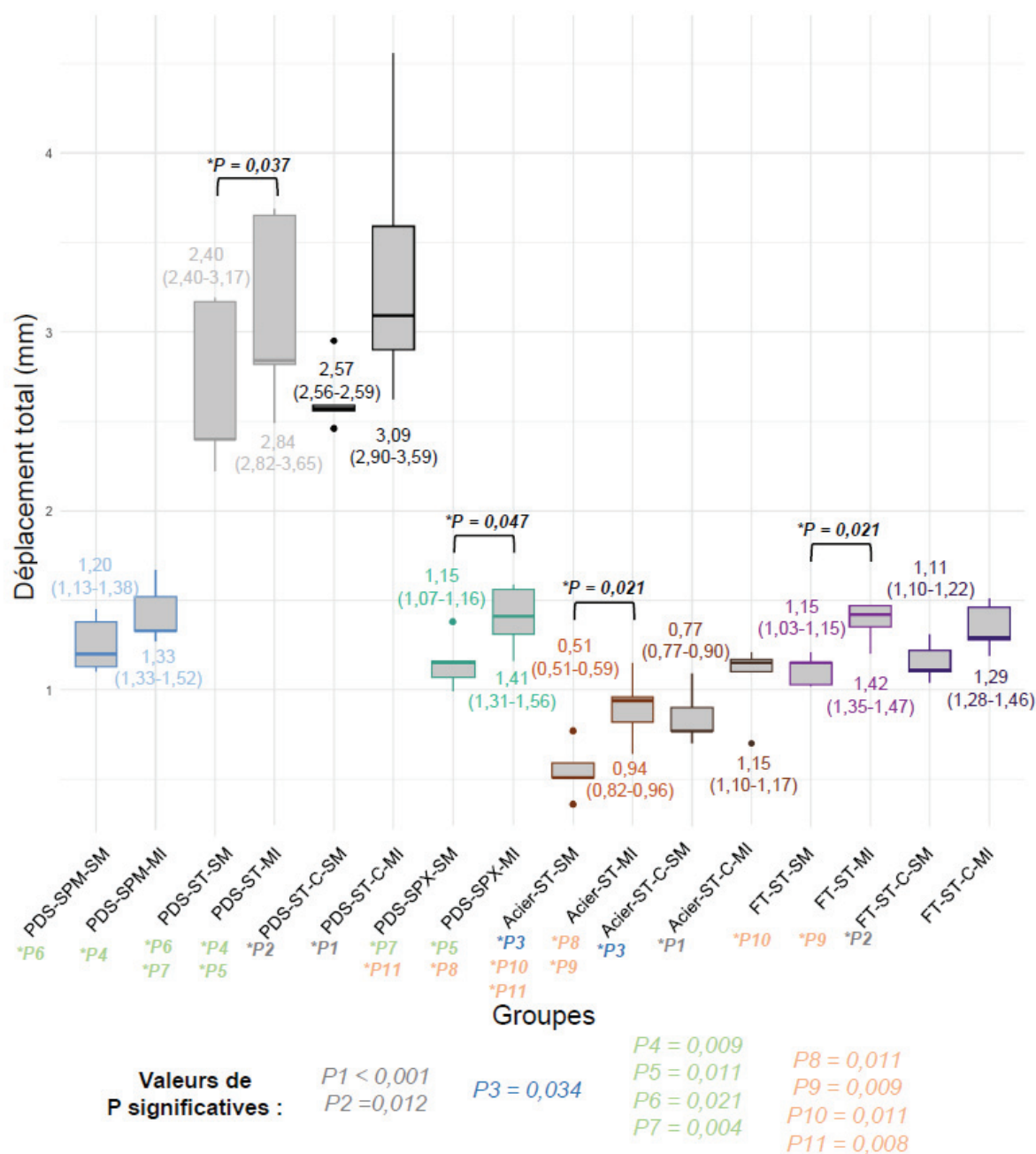


Figure 45 : Box-plot présentant l'ensemble des déplacements totaux pour tous les groupes testés, avec les valeurs du suivi de mires (SM) et de la machine Instron (MI). Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes

d. Raideur

Les valeurs obtenues pour la raideur des différents groupes sont reprises dans le tableau XXXVIII. Une différence significative est mise en évidence entre les groupes ($P = 0,010$). On constate que la raideur des modèles ayant été réparés avec du FiberTape® est inférieure à celle des modèles réparés avec un cerclage en acier. En revanche, aucune différence significative n'est mise en évidence entre les modèles ayant subi une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde et réparée avec du polydioxanone et les modèles ayant subi une sternotomie totale réparée avec un cerclage en acier (Tableau XLIII): à nouveau, la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde associée au polydioxanone présente des propriétés biomécaniques similaires à la sternotomie totale associée au cerclage en acier. Les résultats sont reportés dans le box-plot reprenant les raideurs pour tous les groupes testés, avec les valeurs issues de la machine Instron (Figure 46).

Tableau XLIII : Valeurs de P ajustées issues des tests post-hoc de Dunn avec ajustement de Holm-Sidak afin de comparer les raideurs entre les différentes combinaisons. Les différences significatives sont mises en gras

Comparaison	Valeur de P
Acier-ST – FT-ST	0,002
Acier-ST – PDS-SPX	0,088
FT-ST – PDS-SPX	0,069

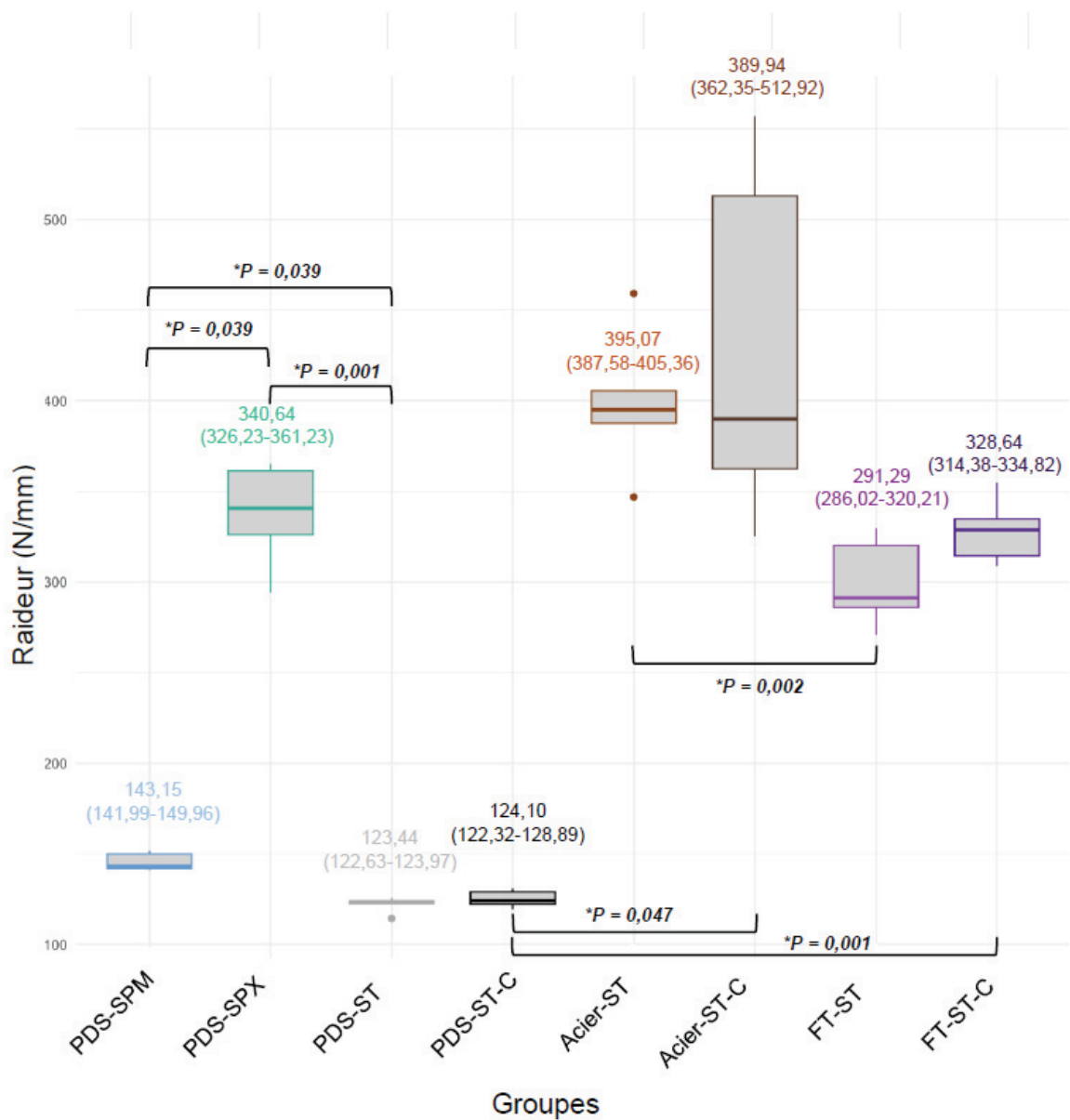


Figure 46 : Box-plot présentant l'ensemble des raideurs pour tous les groupes testés. Les résultats sont précisés sous la forme médiane (IQR) et les valeurs de P ont été ajoutées lorsqu'elles mettent en évidence des différences significatives entre deux groupes

IV. Discussion

1. Protocole

L'objectif de notre étude était d'évaluer les performances biomécaniques de trois implants différents afin de déterminer lequel présentait la meilleure stabilité. Un montage plus stable permet de diminuer les micro-mouvements et d'offrir ainsi une meilleure cicatrisation à l'os (Claes *et al.*, 1998 ; Claes *et al.*, 2002), mais aussi de diminuer les complications post-opératoires et donc réduire le temps d'hospitalisation et les taux de mortalité et morbidité.

a. Choix des implants

Dans notre étude, trois implants ont été testés : le polydioxanone USP 1, le FiberTape® 2 mm et le cerclage en acier 20 gauge. Ces implants ont été choisis car ils étaient déjà décrits dans la littérature.

Tous les implants ont été placés sur les sternums en figures en huit. Ce type de suture permet une meilleure distribution des tensions et présente des propriétés biomécaniques supérieures aux boucles simples (Di Marco *et al.*, 1989 ; Davis *et al.*, 2006 ; Wangsgard *et al.*, 2008 ; Peeters *et al.*, 2019). Les résultats de Casha *et al.* de 2014 suggèrent quant à eux que la figure en 8 est moins résistante qu'une figure transsternale simple. Les cerclages en acier ont été serrés à l'aide de quatre tours, suivant les recommandations de Shih *et al.* de 2004 : pour un cerclage de 20 gauge (soit 0,9mm), deux torsions sont suffisantes, mais ce chiffre monte souvent à cinq voire sept pour plus de sécurité. Le polydioxanone, quant à lui, a été placé à l'aide de cinq nœuds, suivant les recommandations de Muffly *et al.* de 2011 : les cinq nœuds maximisent la force de tension et se défont moins facilement.

b. Etude de différents types de sternotomies

Notre étude a voulu comparer différents types de sternotomies. En effet, si dans les livres de référence en chirurgie vétérinaire les sternotomies partielles sont largement recommandées (Slatter, 2003 ; Johnston & Tobias, 2018), aucune étude à ce jour n'a encore prouvé leur potentielle supériorité biomécanique.

c. Réalisation d'essais cycliques

Une partie de notre étude comprend des essais cycliques. Ces tests sont essentiels pour garantir la validité clinique des résultats. En effet, la fatigue mécanique renvoie à un mode de rupture qui survient sur des structures sujettes à des charges fluctuantes et récurrentes et qui peuvent survenir à des charges considérablement inférieures à la charge de rupture statique (Callister & Rethwisch, 2018). La toux et la respiration génèrent de telles pressions sur le thorax qu'il est donc important d'évaluer leurs effets sur une fermeture de sternotomie afin de garantir une bonne cicatrisation et d'éviter les complications (Wangsgard *et al.*, 2008).

Les gammes de forces utilisées pour les essais cycliques ont été choisies selon les résultats décrits par Pai *et al.* en 2008 pour leurs essais sur des cochons. Bien qu'il ne s'agisse pas de la même espèce, il apparaît peu probable que les gammes de forces s'appliquant sur un sternum de chien soient très différentes de celles obtenues sur les cochons. De plus, aucune donnée n'est disponible à ce jour sur les forces s'appliquant réellement sur les sternums de chiens. Les valeurs décrites par la formule de Casha *et al.* en 1998 atteignent les 350N lors de la toux chez un chien de 30 kg (Gines *et al.*, 2011). Un tel écart entre les valeurs obtenues physiologiquement sur les porcs et la formule mathématique semble improbable, même en considérant le changement d'espèce. Notre étude ne s'est donc pas appuyée sur cette formule mathématique, mais a repris les valeurs obtenues par Pai *et al.*

Il a été choisi de réaliser 5 000 cycles pour notre étude, représentant ainsi trois à quatre épisodes de toux par heure pendant deux mois, un chiffre nous semblant arbitrairement réaliste. Certaines études en humaine poussent les essais à plus de 50 000 cycles sur les cerclages en acier (Wangsgard 2008), équivalent à peu près à trois épisodes de toux par minute sur six semaines, période qu'ils considèrent comme représentative de 95% de la cicatrisation. La période de deux mois a été choisie car il s'agit d'une valeur donnée classiquement pour le repos post-opératoire en clinique et également retrouvée dans la littérature (Chakkalakal *et al.*, 1999), malgré d'autres données rapportant des défauts de cicatrisation jusqu'à six mois post-opératoire : en humaine, plusieurs études sur la cicatrisation osseuse ont été réalisées, l'étude de Bitkover *et al.* de 1999 ne rapporte aucune cicatrisation sternale à 3 mois post-opératoire, et seulement 50% des patients présentent une cicatrisation complète à 6 mois, tandis l'étude de Stacy *et al.* de 2014 montre quant à elle une cicatrisation

osseuse incomplète du site de sternotomie à 6 mois post-opératoire. Malheureusement, il n'existe pas d'étude similaire dans la littérature vétérinaire. La réalisation de plus de cycles pour notre étude afin de couvrir la période de six mois représentait une contrainte temporelle trop élevée au vu du nombre de modèles testés. Les deux mois nous ont semblé comme un bon compromis et permettent tout de même une première évaluation de l'impact des forces répétées sur les sternotomies. De plus, contrairement à l'os, les propriétés biomécaniques du polyuréthane ne sont pas affectées par la fréquence des cycles (Wangsgard *et al.*, 2008). La fréquence de 2 Hz n'impacte donc pas la pertinence clinique de nos résultats.

d. Réalisation de tests de traction

Il a été choisi de réaliser des tests de traction après les essais cycliques afin de représenter un effort important qui devrait normalement être évité pendant la période de repos, comme un choc impactant directement le sternum ou une chute avec écartèlement, entraînant une distraction latérale du sternum. Néanmoins, les forces appliquées lors de tels scénarii ne sont pas disponibles dans la littérature.

Initialement, la charge à 2 mm de déplacement devait être également analysée dans notre étude. Cette donnée n'a finalement pas été prise en compte, dans la mesure où peu d'échantillons atteignaient déjà le millimètre de déplacement. Cette limite avait été choisie à la suite des travaux de Claes *et al.* de 1997 et d'Augat *et al.* de 1998, qui montrent qu'un écart trop important entre deux fragments d'ostéotomie, supérieur à 2 mm, entraîne une perte des qualités mécaniques et histologiques moindres, avec une cicatrisation moins avancée. Cette étude justifie également la recherche d'une meilleure stabilisation, afin de réduire l'écart entre les deux hémisternums, offrant ainsi une meilleure cicatrisation.

e. Limites

Le protocole de notre étude est *ex-vivo*, constituant une limite. L'étude reste une étude purement biomécanique, réalisée à l'air libre, sans prendre en compte les fluides corporels corrosifs qui pourraient éventuellement endommager les implants et altérer leurs propriétés biomécaniques en situation clinique (Shih *et al.*, 2004). Les implants en acier inoxydable y sont particulièrement sensibles. Elle ne prend pas en compte non plus la présence des muscles, ligaments et cartilages qui permettent d'augmenter

la stabilité de la sternotomie. Une étude *in-vivo* serait idéale, mais reste techniquement et éthiquement difficile à mettre en place.

Les échantillons testés sont de taille modeste. Malgré le nombre conséquent de modèles étudiés, beaucoup de groupes différents ont été créés, aboutissant finalement aux cinq modèles par groupe. Les contraintes temporelles et financières nous ont empêché d'augmenter le nombre de sternums par groupe. En revanche, pour palier ce faible échantillon, des tests non paramétriques ont été réalisés afin d'augmenter la représentativité des résultats.

Enfin, seules les forces latérales ont été testées dans ce protocole, jugées comme étant les forces majoritaires s'appliquant sur un sternum au repos (Pai *et al.*, 2008), mais d'autres forces s'appliquent également, à des gammes relativement similaires, comme les forces de cisaillement ou de torsion (Park *et al.*, 2024). Des études sont en cours afin d'évaluer les résultats biomécaniques des différents implants en prenant en compte ce type de forces.

2. Résultats

a. Impact des cycles

Aucune différence significative n'a été objectivée concernant les déplacements des hémisternums avant et après les 5000 cycles, ni au sein d'un groupe avec le même implant ni entre les différents implants. Ainsi, l'hypothèse d'une non-union post-sternotomie est peu probable si les conditions de repos post-opératoire sont respectées, et cela peu importe l'implant utilisé. En effet, les consignes post-opératoires incluent l'absence de saut, de course ou de jeux et le chien n'est alors censé que respirer et tousser. Le risque de non-union est présent pour un écart supérieur à 2mm, qui entraîne alors une mauvaise cicatrisation. (Claes *et al.*, 1997 ; Augat *et al.*, 1998). Or, ces valeurs n'ont pas été atteintes dans notre étude.

Aucune différence significative n'a été mise en évidence sur les résultats des tests de traction avec ou sans cyclage, mis à part pour le déplacement total des sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier : ce déplacement est plus important après cyclage, mais reste toujours inférieur au déplacement total des sternotomies totales réparées avec du polydioxanone et équivalent au déplacement total des sternotomies totales réparées avec du FiberTape®.

Les tests cycliques nous permettent ainsi de recommander les trois implants testés si la période de repos post-opératoire est strictement respectée.

b. Comparaison des différents implants

La comparaison entre polydioxanone et cerclage en acier est également effectuée dans l'étude de Gines *et al.* de 2011 : dans leur article, aucune différence significative n'est mise en évidence entre les déplacements totaux et la raideur des deux implants. La charge de rupture est en revanche significativement supérieure pour le cerclage en acier. Ces résultats ne sont pas en adéquation avec notre étude puisqu'aucune différence n'a été mise en évidence concernant la charge de rupture mais selon nos résultats, les propriétés biomécaniques du polydioxanone concernant le déplacement total et la raideur sont significativement inférieures à celles du cerclage en acier. Les conditions ne sont pas identiques entre les deux études, rendant la comparaison délicate : les charges de rupture sont en revanche beaucoup plus élevées dans l'étude de Gines *et al.*, réalisée sur pièces anatomiques et non sur modèles analogiques, et les sternotomies réalisées étaient des sternotomies partielles avec préservation du manubrium.

Dans notre étude, la charge à 1 mm de déplacement est presque deux fois plus importante pour le FiberTape® et le cerclage en acier que pour le polydioxanone (400 contre 200 N environ). Le polydioxanone présente ainsi plus de risque de non-union et de mauvaise cicatrisation si un évènement traumatique survient lors de la période post-opératoire, la gamme de charge à 1 mm de déplacement étant assez basse. Nous avons pu ainsi confirmer notre hypothèse que le polydioxanone est biomécaniquement inférieur au cerclage en acier et au FiberTape® lors des tests de traction, comme déjà évoqué dans la littérature auparavant (Pelsue *et al.*, 2002 ; Gines *et al.*, 2011).

c. Comparaison des différentes sternotomies

La sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde présente les meilleures propriétés biomécaniques : elle présente une charge de rupture plus importante que la sternotomie partielle avec préservation du manubrium mais similaire à la sternotomie totale, un déplacement total moindre par rapport à la sternotomie totale mais similaire à la sternotomie partielle avec préservation du manubrium, une raideur supérieure à la sternotomie totale et la sternotomie partielle avec préservation du

manubrium et enfin une charge à 1 mm de déplacement plus de deux fois supérieure à celle obtenue pour la sternotomie totale (207 contre 501 N en valeur médiane).

Comme observé lors des tests pour la validation du modèle, la partie caudale du sternum et donc le xiphoïde est la partie la plus instable du sternum. Cette observation se recoupe avec des études en humaine (McGregor *et al.*, 1999 ; Pai *et al.*, 2005 ; Zeitani *et al.*, 2006 ; Pai *et al.*, 2007 ; Casha *et al.*, 2014). Il semble ainsi logique qu'en préservant la partie la plus instable du sternum, le montage soit plus stable. Ainsi, une sternotomie partielle avec préservation de 20% de la partie caudale est recommandée. En revanche, la préservation du manubrium influence peu la biomécanique de la sternotomie : il n'y a pas de différence significative avec la sternotomie totale lorsque l'on s'intéresse à la charge de rupture et la charge à 1 mm de déplacement. Préserver le manubrium ne semble donc pas essentiel à la stabilité du sternum.

d. Bilan des différentes combinaisons

Notre étude s'est également intéressée à la comparaison de différentes combinaisons, notamment entre la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde réparée avec du polydioxanone et les sternotomies totales réparées avec un cerclage en acier ou du FiberTape®. Ainsi, nous avons pu constater que la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde présente des propriétés biomécaniques similaires à la sternotomie totale réparée avec un cerclage en acier : la charge de rupture, la charge à 1mm de déplacement et la raideur ne sont pas significativement différentes. Le cerclage en acier présente un déplacement total inférieur à celui de la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde, mais celui-ci reste tout de même minime (1,42 mm au maximum) et ne présente donc pas de risque par rapport à une mauvaise cicatrisation. Ainsi, pour utiliser du polydioxanone lors d'une sternotomie, une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde est recommandée. Le tableau XLIV présente un bilan des résultats afin d'adapter au mieux l'implant au type de sternotomie.

Tableau XLIV : Bilan des différentes sternotomies et des implants à utiliser

	Polydioxanone USP 1	FiberTape® 2 mm	Cerclage en acier 20 gauge	Commentaire
SPM	Recommandé mais préférer la SPX			Stabilité intermédiaire
SPX	Recommandé	Recommandé	Non nécessaire	Coupe la plus stable, à privilégier sur les patients avec post- opératoire difficile
ST	Non recommandé	Recommandé	Recommandé	Coupe la moins stable, à éviter sur les patients avec post- opératoire difficile
Cas particuliers	Seulement pour les sternotomies partielles	Eviter sur les problèmes septiques	/	

e. Mode de rupture

Le mode de rupture pour l'ensemble des modèles testés s'est fait par rupture du modèle, à partir de 250 N pour les sternotomies partielles avec préservation du manubrium. Les tests de traction sur les pièces anatomiques n'ayant pas été poussés jusqu'à la rupture, aucune donnée n'est disponible dans notre étude sur la charge de rupture des cadavres.

De plus, ces gammes de charges ne sont normalement pas atteintes de manière physiologique lors de la période de repos post-opératoire, si l'on considère seulement la respiration et la toux (Pai *et al.*, 2008). Aucune étude clinique n'a pu

mettre en évidence à ce jour les charges qui s'appliquent sur le sternum lors d'un choc direct ou d'un écartèlement.

Il est alors difficile d'évaluer la validité de notre modèle à des charges aussi élevées, ou si le mode de rupture est représentatif de la réalité. Néanmoins, les tissus conjonctifs et muscles entourant le sternum participent à sa solidité et sa résistance à la rupture (Favier *et al.*, 2017) : il est important de considérer les tissus mous pour évaluer la résistance des différents implants et des différentes sternotomies à des chocs violents. Le modèle en polyuréthane présente peu d'intérêt pour ce type de recherches : une étude clinique serait l'idéal, mais reste difficile à mettre en œuvre éthiquement et techniquement.

f. Comparaison du suivi de mires et résultats de la machine

A travers notre étude, nous avons pu voir que le suivi de mires est plus fiable et plus informatif : il représente une bonne source d'informations si cette technique est disponible. La machine sous-estime les charges à 1 mm de déplacement et surestime les déplacements totaux. Pour comparer les deux, nous avons fait le choix de prendre les valeurs correspondant « au pire scénario », à savoir la charge la plus basse obtenue pour 1 mm de déplacement sur l'ensemble des mires et le déplacement total le plus grand. Le suivi de mires a ainsi pu invalider des différences significatives mises en évidence par la machine, comme la charge à 1 mm de déplacement entre les groupes FT-ST et FT-ST-C, mais permet aussi de détecter des différences significatives non relevées par la machine, comme la charge à 1 mm de déplacement entre PDS-SPX et PDS-SPM, ou le déplacement total entre PDS-ST-C et FT-ST-C. Cette technique avait déjà été utilisée dans la littérature (Davis *et al.*, 2006) mais seulement sur 2 points précis du sternum, et disposait donc d'une précision assez limitée. En médecine humaine, certaines études utilisent des transducteurs avec des cristaux piézoélectriques mais cette technique est très onéreuse pour monitorer les déplacements (McGregor *et al.*, 1999 ; Trumble *et al.*, 2002).

CONCLUSION

Les études biomécaniques en médecine vétérinaire permettent à terme d'améliorer nos connaissances sur les implants utilisés en chirurgie ce qui permet d'améliorer les performances cliniques. Au travers de ce travail, nous espérons avoir pu faciliter les études futures sur les sternotomies en validant un modèle analogique en polyuréthane d'un sternum de chien de grande taille.

Nous avons, pour la première fois sur un modèle de sternum canin, étudié les effets de la charge cyclique et non seulement en rupture simple. Notre étude a montré que les 5000 cycles, mimant la respiration et 3 à 4 épisodes de toux par heure durant 2 mois, n'avaient pas d'impact ni sur l'élongation des sternotomies, ni sur les propriétés biomécaniques des trois implants testés (polydioxanone USP 1, FiberTape® 2 mm, cerclage en acier 20 gauge). En revanche, lors de la comparaison des implants entre eux, nous avons pu mettre en évidence que le polydioxanone possédait des propriétés biomécaniques inférieures au FiberTape® et au cerclage en acier : la charge à 1 mm de déplacement et la raideur sont moindres, et le déplacement total est significativement plus important pour le polydioxanone.

De plus, notre étude a montré que la sternotomie totale présente des propriétés biomécaniques inférieures à la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde : la charge à 1 mm de déplacement et la raideur sont moindres et le déplacement total est plus important pour la sternotomie totale. La sternotomie partielle avec préservation du manubrium présente des propriétés intermédiaires : sa raideur est moindre par rapport à la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde, le déplacement total et la charge à 1 mm de déplacement ne sont pas significativement différents entre les deux sternotomies partielles mais la charge de rupture est significativement inférieure par rapport à la sternotomie totale et la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde.

Différentes combinaisons ont aussi été comparées lors de notre étude, notamment la sternotomie totale réparée avec un cerclage en acier, la sternotomie totale réparée avec du FiberTape® et la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde réparée avec du polydioxanone. Cette dernière présente des propriétés biomécaniques similaires aux deux autres implants : la charge de rupture n'est pas significativement différente entre les trois groupes, et la raideur et la charge à 1 mm

de déplacement ne diffère pas entre la sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde réparée avec du polydioxanone et la sternotomie totale réparée avec un cerclage en acier.

Ainsi, les résultats de notre étude permettent de recommander les trois implants testés (polydioxanone USP 1, FiberTape® 2 mm, cerclage en acier 20 gauge) pour la fermeture d'une sternotomie de chiens de grande taille lorsque les conditions de repos sont respectées durant les deux mois post-opératoires, aucune différence de déplacement entre les trois implants n'ayant été mise en évidence lors des tests cycliques. Néanmoins, les propriétés biomécaniques du polydioxanone restent significativement inférieures à celles du cerclage en acier et du FiberTape® lors des tests de traction, et cet implant devrait sans doute être évité lors de la fermeture d'une sternotomie totale chez un chien de grande taille.

La réalisation d'une sternotomie partielle est recommandée, en préservant 20% du sternum au niveau du xiphoïde : une sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde réparée avec du polydioxanone présente des propriétés biomécaniques similaires à une sternotomie totale réparée avec un cerclage en acier.

Enfin, les résultats de notre étude ont pu mettre en évidence que, si cela est réalisable, le suivi de mires est préférable aux résultats donnés par la machine lors d'études biomécaniques car ces résultats sont plus précis et permettent parfois d'infirmier certaines valeurs surestimées par la machine.

D'autres études seront nécessaires afin de compléter les résultats obtenus, notamment en évaluant les implants sous d'autres forces, comme les forces de torsion ou de cisaillement.

Bibliographie

A

- Ando, T., Akiyama, D., Okada, H., Furukawa, H., & Takeda, M. (2016). Novel Sternum Closure Technique Using Ultra High Molecular Weight Polyethylene Sutures. *Kyobu Geka. The Japanese Journal of Thoracic Surgery*, 69(13), 1055-1058.
- Armstrong, J., Da Costa, R. C., & Martin-Vaquero, P. (2014). Cervical Vertebral Trabecular Bone Mineral Density in Great Danes With and Without Osseous-Associated Cervical Spondylomyelopathy. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 28(6), 1799-1804.
<https://doi.org/10.1111/jvim.12444>
- Augat, P., Margevicius, K., Simon, J., Wolf, S., Suger, G., & Claes, L. (1998). Local tissue properties in bone healing : Influence of size and stability of the osteotomy gap. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(4), 475-481.
<https://doi.org/10.1002/jor.1100160413>

B

- Baker, J. C., & Demertzis, J. L. (2016). Manubrial stress fractures diagnosed on MRI : Report of two cases and review of the literature. *Skeletal Radiology*, 45(6), 833-837.
<https://doi.org/10.1007/s00256-016-2357-z>
- Barone, R. (1986). Colonne vertébrale. In: *Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome premier Ostéologie* (3 éd. rev. et mise à jour). Paris : Vigot frères. ISBN : 978-2-7114-9160-5, pp.365-377
- Barone, R. (1986). Thorax. In: *Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome premier Ostéologie* (3 éd. rev. et mise à jour). Paris : Vigot frères. ISBN : 978-2-7114-9160-5, pp.417-450

- Barone, R. (1986). Muscles du thorax. In: *Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome second Arthrologie et Myologie* (3 éd. rev. et mise à jour). Paris : Vigot frères. ISBN : 978-2-7114-9160-5, pp.599-662
- Bitkover, C. Y., Cederlund, K., Aberg, B., & Vaage, J. (1999). Computed tomography of the sternum and mediastinum after median sternotomy. *The Annals of Thoracic Surgery*, 68(3), 858-863. [https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(99\)00549-4](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(99)00549-4)
- Bleakley, S., Phipps, K., Petrovsky, B., & Monnet, E. (2018). Median sternotomy versus intercostal thoracotomy for lung lobectomy : A comparison of short-term outcome in 134 dogs. *Veterinary Surgery*, 47(1), 104-113. <https://doi.org/10.1111/vsu.12741>
- Bright, R. M., Bright, J. M., Richardson, D. R., & Sims, J. (1983). Clinical and Radiographic Evaluation of a Median Sternotomy Technique in the Dog. *Veterinary Surgery*, 12(1), 13-19. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1983.tb00695.x>
- Burgess, R., Elder, S., McLaughlin, R., & Constable, P. (2010). In Vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and Nylon Leader Line for Potential Use During Extraarticular Stabilization Of Canine Cruciate Deficient Stifles. *Veterinary Surgery*, 39(2), 208-215. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00637.x>
- Burton, C. A., & White, R. N. (1996). Review of the technique and complications of median J sternotomy in the dog and cat. *Journal of Small Animal Practice*, 37(11), 516-522. <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1996.tb02311.x>

C

- Callister, W. D., & Rethwisch, D. G. (2018). Fatigue. In: *Materials science and engineering : An introduction* (10th edition). Hoboken : John Wiley & Sons, Inc. ISBN : 978-1-118-32457-8, p.270
- 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*:

- Official Journal of the European Association for Cardio-Thoracic Surgery*, 19(3), 249-253. [https://doi.org/10.1016/s1010-7940\(01\)00584-x](https://doi.org/10.1016/s1010-7940(01)00584-x)
- Casha, A. R., Manché, A., Gatt, R., Duca, E., Gauci, M., Schembri-Wismayer, P., Camilleri-Podesta, M.-T., & Grima, J. N. (2014). Mechanism of sternotomy dehiscence. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, 19(4), 617-621. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivu184>
- 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: Official Journal of the European Association for Cardio-Thoracic Surgery*, 15(3), 365-369. [https://doi.org/10.1016/s1010-7940\(99\)00014-7](https://doi.org/10.1016/s1010-7940(99)00014-7)
- Chakkalakal, D. A., Strates, B. S., Mashoof, A. A., Garvin, K. L., Novak, J. R., Fritz, E. D., Mollner, T. J., & McGuire, M. H. (1999). Repair of segmental bone defects in the rat : An experimental model of human fracture healing. *Bone*, 25(3), 321-332. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(99\)00167-2](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(99)00167-2)
- Claes, L., Augat, P., Suger, G., & Wilke, H. (1997). Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(4), 577-584. <https://doi.org/10.1002/jor.1100150414>
- Claes, L. E., Heigele, C. A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K. J., & Augat, P. (1998). Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355S, S132-S147. <https://doi.org/10.1097/00003086-199810001-00015>
- Claes, L., Eckert-Hübner, K., & Augat, P. (2002). The effect of mechanical stability on local vascularization and tissue differentiation in callus healing. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(5), 1099-1105. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00044-X](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00044-X)

Cohen, D. J., & Griffin, L. V. (2002). A biomechanical comparison of three sternotomy closure techniques. *The Annals of Thoracic Surgery*, 73(2), 563-568.
[https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(01\)03389-6](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(01)03389-6)

D

Davis, K. M., Roe, S. C., Mathews, K. G., & Mente, P. L. (2006). Median Sternotomy Closure in Dogs : A Mechanical Comparison of Technique Stability. *Veterinary Surgery*, 35(3), 271-277. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2006.00143.x>

Di Marco, R. F., Lee, M. W., Bekoe, S., Grant, K. J., Woelfel, G. F., & Pellegrini, R. V. (1989). Interlocking figure-of-8 closure of the sternum. *The Annals of Thoracic Surgery*, 47(6), 927-929. [https://doi.org/10.1016/0003-4975\(89\)90042-8](https://doi.org/10.1016/0003-4975(89)90042-8)

DiGiorgi, P. (2021). *Initial Report of a New Suture Cerclage Tape for Sternal Closure*. Authorea, Inc. <https://doi.org/10.22541/au.161901770.03408604/v1>

E

El Oakley, R. M., & Wright, J. E. (1996). Postoperative mediastinitis : Classification and management. *The Annals of Thoracic Surgery*, 61(3), 1030-1036.
[https://doi.org/10.1016/0003-4975\(95\)01035-1](https://doi.org/10.1016/0003-4975(95)01035-1)

F

Favier, V., Zemiti, N., Caravaca Mora, O., Subsol, G., Captier, G., Lebrun, R., Crampette, L., Mondain, M., & Gilles, B. (2017). Geometric and mechanical evaluation of 3D-printing materials for skull base anatomical education and endoscopic surgery simulation – A first step to create reliable customized simulators. *PLOS ONE*, 12(12).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189486>

Francel, T. J. (2004). A rational approach to sternal wound complications. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 16(1), 81-91.
<https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2004.03.001>

G

- Gines, J. A., Friend, E. J., Vives, M. A., Browne, W. J., Tarlton, J. F., & Chanoit, G. (2011). Mechanical comparison of median sternotomy closure in dogs using polydioxanone and wire sutures. *Journal of Small Animal Practice*, 52(11), 582-586.
<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2011.01106.x>

H

- Hausmann, J.-T. (2006). Sawbones in Biomechanical Settings—A Review. *Osteosynthesis and Trauma Care*, 14(4), 259-264. <https://doi.org/10.1055/s-2006-942333>
- Hein, T. J., Hotchkiss, R., Perissinotto, A., & Chao, E. Y. (1987). Analysis of bone model material for external fracture fixation experiments. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 23, 43-48.
- Hennet, J., Pilot, M. A., Anderson, D. M., Rossanese, M., Chrysopoulos, A., De La Puerta, B., Mullins, R. A., & Chanoit, G. (2022). Closure-related complications after median sternotomy in cats : 26 cases (2010–2020). *Journal of Feline Medicine and Surgery*, 24(6), e109-e115. <https://doi.org/10.1177/1098612X221089701>
- Howes, C., & Chanoit, G. (2018). Which Sternotomy Closure Method (Orthopaedic Wire or Suture) Is Recommended in Large Breed Dogs Undergoing a Median Sternotomy? *Veterinary Evidence*, 3(2). <https://doi.org/10.18849/ve.v3i2.159>

J

- Joshi, R., Abraham, S., & Kumar, A. S. (2004). Interlocking Sternotomy : Initial Experience. *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals*, 12(1), 16-18.
<https://doi.org/10.1177/021849230401200105>
- Johnston, S. A., & Tobias, K. M. (Éds.). (2018). *Thoracic Wall*. In: *Veterinary surgery : Small animal* (Second edition). St Louis : Elsevier. ISBN : 978-0-323-32065-8, pp. 2007-2010

K

Keçeligil, H. T., Kolbakır, F., Akar, H., Konuralp, C., Demir, Z., & Demirağ, M. K. (2000).

Sternal closure with resorbable synthetic loop suture material in children. *Journal of Pediatric Surgery*, 35(9), 1309-1311. <https://doi.org/10.1053/jpsu.2000.9311>

Kreitmann, B., Riberi, A., & Metras, D. (1992). Evaluation of an Absorbable Suture for

Sternal Closure in Pediatric Cardiac Surgery. *Journal of Cardiac Surgery*, 7(3), 254-256. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8191.1992.tb00810.x>

Küçükdurmaz, F. (2013). Comparison of straight median sternotomy and interlocking

sternotomy with respect to biomechanical stability. *World Journal of Orthopedics*, 4(3), 134. <https://doi.org/10.5312/wjo.v4.i3.134>

L

Losanoff, J. E., Collier, A. D., Wagner-Mann, C. C., Richman, B. W., Huff, H., Hsieh, F.,

Diaz-Arias, A., & Jones, J. W. (2004). Biomechanical comparison of median sternotomy closures. *The Annals of Thoracic Surgery*, 77(1), 203-209.

[https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(03\)01468-1](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(03)01468-1)

Luciani, N., Anselmi, A., Gandolfo, F., Gaudino, M., Nasso, G., Piscitelli, M., & Possati, G.

(2006). Polydioxanone Sternal Sutures for Prevention of Sternal Dehiscence. *Journal of Cardiac Surgery*, 21(6), 580-584. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8191.2006.00302.x>

Luciani, N., Anselmi, A., & Possati, G. (2006). Adjusting the indication to polydioxane suture

for elective sternal closure. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 132(5), 1243-1244; author reply 1244. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2006.06.039>

M

Masini, B. D., Stinner, D. J., Waterman, S. M., & Wenke, J. C. (2011). Bacterial Adherence

to High-Tensile Strength Sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 27(6), 834-838. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.02.003>

- McCready, D. J., Bell, J. C., Ness, M. G., & Tarlton, J. F. (2015). Mechanical comparison of monofilament nylon leader and orthopaedic wire for median sternotomy closure. *Journal of Small Animal Practice*, 56(8), 510-515. <https://doi.org/10.1111/jsap.12378>
- 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), 1144-1150. [https://doi.org/10.1016/s0022-5223\(99\)70251-5](https://doi.org/10.1016/s0022-5223(99)70251-5)
- McMillan, A., Kocharyan, A., Dekker, S. E., Kikano, E. G., Garg, A., Huang, V. W., Moon, N., Cooke, M., & Mowry, S. E. (2020). Comparison of Materials Used for 3D-Printing Temporal Bone Models to Simulate Surgical Dissection. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 129(12), 1168-1173. <https://doi.org/10.1177/0003489420918273>
- Miyashiro, M., Suedam, V., Moretti Neto, R. T., Ferreira, P. M., & Rubo, J. H. (2011). Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis—Tension tests. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 19(3), 244-248. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572011000300012>
- Muffly, T. M., Kow, N., Iqbal, I., & Barber, M. D. (2011). Minimum Number of Throws Needed for Knot Security. *Journal of Surgical Education*, 68(2), 130-133. <https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2010.11.001>

O

- Orhan, S. N., Ozyazicioglu, M. H., & Colak, A. (2017). A biomechanical study of 4 different sternum closure techniques under different deformation modes. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, 25(5), 750-756. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivx175>

P

- Pai, S., Dunn, R. M., Babbitt, R., Strom, H. M., Lalikos, J. F., Pins, G. D., & Billiar, K. L. (2008). Characterization of forces on the sternal midline following median sternotomy

- in a porcine model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(5), 051004.
<https://doi.org/10.1115/1.2948401>
- Pai, S., Gunja, N. J., Dupak, E. L., McMahon, N. L., Coburn, J. C., Lalikos, J. F., Dunn, R. M., Francalancia, N., Pins, G. D., & Billiar, K. L. (2007). A Mechanical Study of Rigid Plate Configurations for Sternal Fixation. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(5), 808-816. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9272-3>
- Pai, S., Gunja, N. J., Dupak, E. L., McMahon, N. L., Roth, T. P., Lalikos, J. F., Dunn, R. M., Francalancia, N., Pins, G. D., & Billiar, K. L. (2005). In Vitro Comparison of Wire and Plate Fixation for Midline Sternotomies. *The Annals of Thoracic Surgery*, 80(3), 962-968. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2005.03.089>
- Park, K.-T., Lee, M.-Y., & Kim, H.-Y. (2023). Biomechanical comparison of bone staple techniques for stabilizing tibial tuberosity fractures. *Korean Journal of Veterinary Research*, 63(3). <https://doi.org/10.14405/kjvr.20230020>
- Park, Y., Jo, J., Lee, J., Kim, J., Lee, S., & Kim, H. (2024). Biomechanical comparison of bone staple fixation methods with suture material for median sternotomy closure using 3D-printed bone models. *New Zealand Veterinary Journal*, 72(5), 265-274.
<https://doi.org/10.1080/00480169.2024.2350432>
- Peeters, I., Depover, A., Van Tongel, A., & De Wilde, L. (2019). A review of metallic and non-metallic cerclage in orthopaedic surgery : Is there still a place for metallic cerclage? *Injury*, 50(10), 1627-1633. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.06.034>
- Pelsue, D. H., Monnet, E., Gaynor, J. S., Powers, B. E., Halling, K., Parker, D., & Golden, A. (2002). Closure of Median Sternotomy in Dogs : Suture Versus Wire. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 38(6), 569-576.
<https://doi.org/10.5326/0380569>

Pilot, M. A., Lutchman, A., Hennes, J., Anderson, D., Robinson, W., Rossanese, M., Chrysopoulos, A., Demetriou, J., De La Puerta, B., Mullins, R. A., Brissot, H., Jeffery, N., & Chanoit, G. (2022). Comparison of median sternotomy closure-related complication rates using orthopedic wire or suture in dogs : A multi-institutional observational treatment effect analysis. *Veterinary Surgery*, 51(6), 990-1001.
<https://doi.org/10.1111/vsu.13846>

Pj, E. (2017). Stiffness Comparisons of SOP Interlocking Plate Configurations in 3D Printed Canine Lumbosacral Vertebrae. *Open Access Journal of Veterinary Science & Research*, 2(4), 1-9. <https://doi.org/10.23880/oajvsr-16000143>

R

Ramzisham, A.-R. M., Rafli, A. R., Khairulasri, M. G., Min, J. O. S., Fikri, A. M., & Zamrin, M. D. (2009). Figure-of-Eight vs. Interrupted Sternal Wire Closure of Median Sternotomy. *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals*, 17(6), 587-591.
<https://doi.org/10.1177/0218492309348948>

Ringwald, R. J., & Birchard, S. J. (s. d.). Complications of median sternotomy in the dog and literature review. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 25(4), 430-434.

Rivenburg, R. E., Maxwell, E. A., Bertran, J., Souza, C. H. D. M., & Smith, B. L. (2023). Biomechanical comparison of canine median sternotomy closure using suture tape and orthopedic wire cerclage. *Veterinary Surgery*, 52(7), 1057-1063.
<https://doi.org/10.1111/vsu.14015>

Rossanese, M., & Tomlinson, A. (2021). Crimped monofilament nylon leader for median sternotomy closure in 10 dogs. *Veterinary Surgery*, 50(2), 402-409.
<https://doi.org/10.1111/vsu.13556>

S

- Schwaiger, B. J., Gersing, A. S., Baum, T., Noel, P. B., Zimmer, C., & Bauer, J. S. (2014). Bone Mineral Density Values Derived from Routine Lumbar Spine Multidetector Row CT Predict Osteoporotic Vertebral Fractures and Screw Loosening. *American Journal of Neuroradiology*, 35(8), 1628-1633. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3893>
- Serry, C., Bleck, P. C., Javid, H., Hunter, J. A., Goldin, M. D., DeLaria, G. A., & Najafi, H. (1980). Sternal wound complications. Management and results. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 80(6), 861-867.
- Shih, C.-C., Shih, C.-M., Su, Y.-Y., & Lin, S.-J. (2004). Potential risk of sternal wires. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 25(5), 812-818. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2003.11.043>
- Shin, Y. C., Kim, S. H., Kim, D. J., Kim, D. J., Kim, J. S., Lim, C., & Park, K.-H. (2015). Sternal Healing after Coronary Artery Bypass Grafting Using Bilateral Internal Thoracic Arteries : Assessment by Computed Tomography Scan. *The Korean Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 48(1), 33-39. <https://doi.org/10.5090/kjtc.2015.48.1.33>
- Slatter, D. H. (2003). *Thoracic Wall*. In: *Textbook of small animal surgery* (3rd ed). Saunders. ISBN : 978-0-7216-8607-3, pp. 373-387.
- Stacy, G. S., Ahmed, O., Richardson, A., Hatcher, B. M., MacMahon, H., & Raman, J. (2014). Evaluation of Sternal Bone Healing with Computed Tomography and a Quantitative Scoring Algorithm. *The Open Medical Imaging Journal*, 8(1), 29-35. <https://doi.org/10.2174/1874347101408010029>
- Szivek, J. A., Thomas, M., & Benjamin, J. B. (1993). Technical note. Characterization of a synthetic foam as a model for human cancellous bone. *Journal of Applied Biomaterials*, 4(3), 269-272. <https://doi.org/10.1002/jab.770040309>

T

Trumble, D. R., McGregor, W. E., & Magovern, J. A. (2002). Validation of a bone analog model for studies of sternal closure. *The Annals of Thoracic Surgery*, 74(3), 739-744; discussion 745. [https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(02\)03699-8](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(02)03699-8)

V

Vansterkenburg, S., Delariviere, A., & Vermeulen, F. (1990). Sternal fixation with resorbable suture material. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 4(6), 345. [https://doi.org/10.1016/1010-7940\(90\)90214-K](https://doi.org/10.1016/1010-7940(90)90214-K)

W

Wangsgard, C., Cohen, D. J., & Griffin, L. V. (2008). Fatigue testing of three peristernal median sternotomy closure techniques. *Journal of Cardiothoracic Surgery*, 3(1), 52. <https://doi.org/10.1186/1749-8090-3-52>

Wilson, R. M., Ghareeb, P. A., McClellan, W. T., & Boustany, A. N. (2014). Biomechanical analysis of the FlatWire Figure 8 sternal fixation device. *Plastic Surgery (Oakville, Ont.)*, 22(3), 188-190.

Z

Zeitani, J., De Peppo, A. P., Moscarelli, M., Wolf, L. G., Scafuri, A., Nardi, P., Nanni, F., Di Marzio, E., De Vico, P., & Chiariello, L. (2006). Influence of sternal size and inadvertent paramedian sternotomy on stability of the closure site : A clinical and mechanical study. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 132(1), 38-42. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2006.03.015>

Annexes

Annexe 1 : Caractéristiques des chiens dont les scanners ont été utilisés pour déterminer la densité moyenne de l'os spongieux du sternum et mesures obtenues

FS : Femelle Stérilisée ; F : Femelle entière ; MC : mâle castré ; M : Mâle entier ; A : ans ; M : mois ; HU : unité Hounsfield ; S : sternèbre

Race	Sexe	Âge	Poids (kg)	HU S3	HU S4	HU S5	Moyenne	Densité (mg/mL)	Densité (g/cm ³)
Malinois	F	8 A	19,9	333,592	344,125	341,517	339,74	265,00	0,27
Berger Australien	M	3 A	30,6	305,51	327,17	308,96	313,88	244,83	0,24
Saint Hubert	M	8 A 3 M	47	361,95	371,01	355,13	362,70	282,90	0,28
Grand Griffon	M	4 A 3 M	29,7	355,95	334,11	330,16	340,07	265,26	0,27
Rottweiler	FS	8 A 7 M	43,2	446,86	169,16	198,00	271,34	211,65	0,21
Labrador Retriever	MC	9 A 5 M	27	318,75	333,35	315,32	322,47	251,53	0,25
Croisée Griffon	FS	8 A 10 M	18,7	288,27	291,77	324,78	301,61	235,25	0,24
Croisé Golden	M	4 A 6 M	29,4	331,18	330,71	342,88	334,92	261,24	0,26
Border Collie	F	3 A 1 M	18,2	365,85	393,98	364,4	374,74	292,30	0,29
Dogue Argentin	F	1 A	21,2	315,98	309,52	298,89	308,13	240,34	0,24

Annexe 2 : Moyenne des mesures de déplacement sur les trois zones définies du sternum tous les 20 N lors des tests de tractions pour la validation du modèle, résultats sur les pièces anatomiques

Fessai	Zone	Mesure à 0 N (mm)	Mesure à 20 N (mm)	Mesure à 40 N (mm)	Mesure à 60 N (mm)	Mesure à 80 N (mm)	Mesure à 100 N (mm)	Mesure à 120 N (mm)	Mesure à 140 N (mm)	Mesure à 160 N (mm)
1	Manubrium	0	0	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,4
	Sternum moyen	0	0	0,5	1,3	1,9	2,3	2,5	2,8	3,2
	Xiphoïde	0	0	1,9	2,6	3,2	3,7	4,1	4,4	4,7
2	Manubrium	0	0	0,4	0,6	0,6	0,7	0,8	0,9	1
	Sternum moyen	0	0	0,2	0,6	0,8	1,1	1,2	1,4	1,5
	Xiphoïde	0	0	1,5	2,3	2,8	3,1	3,6	4,1	4,5
3	Manubrium	0	0	0	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,4
	Sternum moyen	0	0	0	0	0,1	0,2	0,4	0,5	0,6
	Xiphoïde	0	0	0	0,7	1,6	2,7	3,3	3,9	4,4
4	Manubrium	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Sternum moyen	0	0	0	0,5	1,2	1,8	2	2,3	2,7
	Xiphoïde	0	0	0,4	1,9	2	3,6	3,6	3,3	3,5
5	Manubrium	0	0	0	0,1	0,1	0	0,1	0,1	0,1
	Sternum moyen	0	0	0	0,1	0,4	0,4	1,1	1,6	1,9
	Xiphoïde	0	0	0,1	0,5	1,2	1,5	2,2	3,7	4,7

Annexe 3 : Moyenne des mesures de déplacement sur les trois zones définies du sternum tous les 20 N lors des tests de tractions pour la validation du modèle, résultats sur les modèles

Essai	Zone	Mesure à 0 N (mm)	Mesure à 20 N (mm)	Mesure à 40 N (mm)	Mesure à 60 N (mm)	Mesure à 80 N (mm)	Mesure à 100 N (mm)	Mesure à 120 N (mm)	Mesure à 140 N (mm)	Mesure à 160 N (mm)
1	Manubrium	0	0	0	0	-0,2	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	Sternum moyen	0	0	0	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4
	Xiphoïde	0	0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,3	0,4	0,4
2	Manubrium	0	0	0	0,1	0	0	-0,2	-0,1	0
	Sternum moyen	0	0	-0,1	0	0	0,1	0,2	0,3	0,5
	Xiphoïde	0	0	0,1	0,3	0,3	0,5	0,6	0,8	0,9
3	Manubrium	0	0	0	-0,1	0	0	0	-0,1	-0,1
	Sternum moyen	0	0	0,5	0,5	0,7	0,7	1	1,1	1,1
	Xiphoïde	0	0	0,2	0,2	0,2	0,5	0,7	0,8	1,5
4	Manubrium	0	0	0	-0,1	-0,1	-0,1	0	0	0
	Sternum moyen	0	0	0,1	0,1	0,4	0,6	0,6	0,7	0,8
	Xiphoïde	0	0	0,5	0,5	0,7	0,8	1	1,1	1,2
5	Manubrium	0	0	0,1	0,1	0	0,1	0,1	0,2	0,2
	Sternum moyen	0	0	0,1	0,2	0,2	0,4	0,5	0,7	0,8
	Xiphoïde	0	0	0,1	0,1	0,3	0,4	0,7	0,8	1

Annexe 4 : Mesures du déplacement initial et final des essais cycliques avec le logiciel Mesurim

Essai	Cycle	Manubrium			Sternum moyen					Xiphotide			
		Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS –	0	2,5	7,9	3,1	11	9,9	2,6	13	3,1	11,4	9,3	3,1	9
ST - C 1	5000	2,5	7,9	3,1	11	9,9	2,6	13	3,1	11,3	9,3	3,1	9,1
PDS –	0	1,8	8,1	1,8	10,2	12,9	2,6	11,9	2,6	12,1	9,2	1,3	11,3
ST - C 2	5000	1,8	8,2	1,8	10,3	13	2,6	12,2	2,6	12,2	9,5	1,3	11,4
PDS –	0	1,5	9,5	1,3	8,5	9,8	2,3	9,8	2,6	9,3	8,7	1,5	11,3
ST - C 3	5000	1,5	9,8	1,3	8,5	10	2,3	9,8	2,6	9,3	8,8	1,6	11,3
PDS –	0	1,3	9,3	1,3	9,1	10,1	2,1	9,1	1,8	9,1	7,5	1,8	7,5
ST - C 4	5000	1,5	9,3	1,3	9,4	10,1	2,1	9,4	2	9,1	7,8	1,8	7,8
PDS –	0	1,8	10,3	1,5	9,2	10,5	2	9	3,1	8,5	8,7	1,3	9,3
ST - C 5	5000	1,8	10,3	1,5	9,2	10,8	2,1	9,2	3,3	8,7	8,7	1,3	9,3
FT – ST	0	1,9	8,5	2,7	9,6	9,4	3,6	14,9	3,9	12,4	10,2	2,2	10,2
– C 1	5000	1,9	8,6	2,8	9,7	9,4	3,6	14,9	3,9	12,5	10,2	2,2	10,2
FT – ST	0	2,3	11,1	1,5	10,9	13	3,4	12,7	2,8	9,9	9,1	2,6	8,3
– C 2	5000	2,3	11,1	1,5	11,1	13,2	3,4	12,7	3,1	9,9	9,1	2,6	8,6
FT – ST	0	1,8	10,8	2,6	10,3	12,1	3,1	12,9	2,6	10,3	9,8	2	11,6
– C 3	5000	2,8	10,8	2,6	10,3	12,4	3,4	12,9	2,8	10,3	9,8	2	11,6
FT – ST	0	2	10,9	1,8	8,5	11,4	2,8	10,9	2,6	11,4	9	2,8	9,6
– C 4	5000	2,1	10,9	2	9	11,5	2,8	11,1	2,6	11,6	9,3	2,8	9,8
FT – ST	0	2,5	10,2	2	17	12,3	2,8	13,6	2,8	13,1	9	2	10,2
– C 5	5000	2,5	10,2	2	17,2	12,3	2,8	13,8	2,8	13,1	9	2	10,3
Acier –	0	3,3	8,8	3,8	9,1	9,1	3	12,4	3,3	10,8	8,8	1,9	9,9
ST - C 1	5000	3,3	8,8	3,8	9,2	9,1	3	12,5	3,3	10,9	9	1,9	10
Acier –	0	2,3	9,5	3,1	11,8	11,5	2,5	11,5	2,3	9,2	7,9	1,5	7,7
ST - C 2	5000	2,3	9,4	3,1	11,8	11,5	2,5	11,5	2,3	9,2	7,9	1,5	7,7
Acier –	0	2,1	9,1	2,3	8,5	10,4	2,3	9,6	1,8	9,1	7,8	1,5	10,1
ST - C 3	5000	2,1	9,1	2,3	8,6	10,4	2,3	9,6	1,8	9,1	7,8	1,6	10,1
Acier –	0	2,3	10,2	2,3	10,7	11,7	3,1	10,7	2,5	11,5	8,7	2	8,7
ST - C 4	5000	2,3	10,2	2,3	10,7	11,7	3,1	10,7	2,5	11,5	8,7	2	8,7
Acier –	0	2	10	2,3	12	9,7	2	12	2,5	11,5	7,7	2,3	7,7
ST - C 5	5000	2	10	2,3	12,1	9,8	2,3	12,1	2,6	11,6	7,7	2,3	7,7

Annexe 5 : Résultats de tous les modèles testés pour les différents implants, données issues de la machine Instron. Les valeurs en gras correspondent aux paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée

Essai	Charge de rupture (N)	Déplacement total (mm)	Charge à 2 mm de déplacement (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Raideur (N/mm)
PDS – ST – C 1	353,05	2,62	283,62	163,78	119,27
PDS – ST – C 2	446,41	4,56	330,45	206,47	122,32
PDS – ST – C 3	509,73	3,59	315,27	190,09	124,10
PDS – ST – C 4	450,31	2,90	337,10	206,33	128,89
PDS – ST – C 5	473,15	3,09	345,03	217,85	131,03
FT – ST – C 1	466,05	1,46	466,05	352,62	308,63
FT – ST – C 2	469,13	1,28	469,13	375,46	334,82
FT – ST – C 3	530,87	1,51	530,87	367,54	318,38
FT – ST – C 4	438,80	1,19	438,80	377,91	328,64
FT – ST – C 5	503,68	1,29	503,68	402,47	355,02
Acier – ST – C 1	666,73	1,15	666,73	625,29	512,92
Acier – ST – C 2	550,30	1,10	550,30	521,47	389,94
Acier – ST – C 3	426,89	0,70	426,89	426,89	556,93
Acier – ST – C 4	488,65	1,17	488,65	454,25	362,35
Acier – ST – C 5	506,74	1,21	506,74	447,44	325,22
PDS – ST 1	376,38	2,82	286,58	173,58	114,43
PDS – ST 2	424,50	2,84	321,27	200,72	122,63
PDS – ST 3	399,98	2,49	340,76	215,86	125,78
PDS – ST 4	517,12	3,65	310,96	188,20	123,44
PDS – ST 5	521,67	3,69	313,94	191,70	123,97
FT – ST 1	370,77	1,20	370,77	314,05	286,02
FT – ST 2	469,48	1,47	469,48	344,38	320,21
FT – ST 3	439,32	1,42	439,32	310,38	291,29
FT – ST 4	435,04	1,47	435,04	298,50	270,80
FT – ST 5	468,23	1,35	468,23	353,48	329,67
Acier – ST 1	419,25	0,96	419,25	419,25	346,89
Acier – ST 2	396,56	0,64	396,56	396,56	459,23
Acier – ST 3	554,90	1,15	554,90	509,87	395,07
Acier – ST 4	428,41	0,94	428,41	428,41	405,36
Acier – ST 5	387,84	0,82	387,84	387,84	387,58

Annexe 6 : Résultats de tous les modèles testés pour les différents implants, données issues de la machine Instron. Les valeurs en gras correspondent aux paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée

Essai	Charge de rupture (N)	Déplacement total (mm)	Charge à 2 mm de déplacement (N)	Charge à 1 mm de déplacement (N)	Raideur (N/mm)
PDS – ST 1	376,38	2,82	286,58	173,58	114,43
PDS – ST 2	424,50	2,84	321,27	200,72	122,63
PDS – ST 3	399,98	2,49	340,76	215,86	125,78
PDS – ST 4	517,12	3,65	310,96	188,20	123,44
PDS – ST 5	521,67	3,69	313,94	191,70	123,97
PDS – SPX 1	560,77	1,41	560,77	444,51	365,19
PDS – SPX 2	607,23	1,56	607,23	441,37	361,23
PDS – SPX 3	451,80	1,16	451,80	408,09	340,64
PDS – SPX 4	501,10	1,59	501,10	359,54	294,03
PDS – SPX 5	472,92	1,31	472,92	390,73	326,23
PDS – SPM 1	247,57	1,33	247,57	203,45	141,15
PDS – SPM 2	305,54	1,67	305,54	214,16	146,96
PDS – SPM 3	251,07	1,27	251,07	218,09	141,99
PDS – SPM 4	278,86	1,33	278,86	234,11	143,15
PDS – SPM 5	315,31	1,52	315,31	241,26	151,85

Annexe 7 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des charges à 1 mm de déplacement pour les différents implants testés.
(NA = non atteint)

Essai	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST – C 1	NA	347,87	NA	109,91	157,75	157,75	144,51	145,50	142,25	159,34	159,76	154,28
PDS – ST – C 2	NA	416,33	NA	266,63	247,39	253,12	234,29	218,38	224,08	230,36	237,66	224,08
PDS – ST – C 3	NA	NA	NA	270,03	222,69	224,53	208,83	212,95	212,72	208,71	224,99	206,80
PDS – ST – C 4	NA	NA	NA	298,06	236,08	236,36	236,08	228,59	222,93	222,16	236,02	224,10
PDS – ST – C 5	NA	NA	NA	301,56	247,65	243,84	232,09	249,56	236,04	234,16	242,27	236,21
FT – ST – C 1	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	335,65	416,23	NA	416,23
FT – ST – C 2	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	447,63	NA	432,96
FT – ST – C 3	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	448,05	NA	450,32
FT – ST – C 4	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	420,80	NA	425,05
FT – ST – C 5	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	439,70	479,26	461,97
Acier – ST – C 1	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST – C 2	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST – C 3	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	420,51	419,22	418,80
Acier – ST – C 4	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST – C 5	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
PDS – ST 1	NA	NA	NA	242,79	199,54	201,59	195,95	195,58	193,35	193,55	203,65	193,35
PDS – ST 2	NA	NA	NA	309,31	228,28	230,65	224,39	228,10	218,68	218,68	231,94	220,66
PDS – ST 3	NA	NA	NA	303,95	245,25	245,51	231,76	234,23	234,23	228,36	241,59	228,17
PDS – ST 4	NA	NA	NA	279,70	218,81	218,20	201,87	208,46	196,48	202,82	222,22	204,56
PDS – ST 5	NA	NA	NA	275,93	209,58	213,48	201,60	207,70	203,53	207,75	213,80	209,59
FT – ST 1	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	361,19	NA	268,63
FT – ST 2	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	403,85	458,14	NA	438,04
FT – ST 3	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	393,60	391,28	430,60	372,68
FT – ST 4	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	370,14	381,47	NA	379,50
FT – ST 5	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	444,57	NA	427,74
Acier – ST 1	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST 2	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST 3	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST 4	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
Acier – ST 5	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA

Annexe 8 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des charges à 1 mm de déplacement pour les différentes sternotomies testées. (NA = non atteint)

	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoidé			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST 1	NA	NA	NA	242,79	199,54	201,59	195,95	195,58	193,35	193,55	203,65	193,35
PDS – ST 2	NA	NA	NA	309,31	228,28	230,65	224,39	228,10	218,68	218,68	231,94	220,66
PDS – ST 3	NA	NA	NA	303,95	245,25	245,51	231,76	234,23	234,23	228,36	241,59	228,17
PDS – ST 4	NA	NA	NA	279,70	218,81	218,20	201,87	208,46	196,48	202,82	222,22	204,56
PDS – ST 5	NA	NA	NA	275,93	209,58	213,48	201,60	207,70	203,53	207,75	213,80	209,59
PDS – SPX 1	NA	NA	NA	NA	523,08	539,82	512,65	531,58	525,33	NA	NA	NA
PDS – SPX 2	NA	NA	NA	NA	499,40	517,52	490,99	525,68	527,73	NA	NA	NA
PDS – SPX 3	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
PDS – SPX 4	NA	NA	NA	NA	409,74	429,81	409,14	421,47	427,88	NA	NA	NA
PDS – SPX 5	NA	NA	NA	NA	458,48	NA	454,51	465,74	469,25	NA	NA	NA
PDS – SPM1	NA	NA	NA	NA	243,82	235,92	222,47	234,15	227,56	234,08	NA	243,20
PDS – SPM2	NA	NA	NA	NA	246,89	256,80	236,12	238,72	242,14	253,28	272,59	249,54
PDS – SPM3	NA	NA	NA	NA	246,95	247,12	236,12	249,17	240,74	NA	NA	NA
PDS – SPM4	NA	NA	NA	NA	272,46	274,29	260,98	261,04	257,21	259,07	NA	260,99
PDS – SPM5	NA	NA	NA	NA	285,76	289,67	258,82	270,56	264,57	256,99	279,12	262,75

Annexe 9 : Bilan de la charge à 1 mm de déplacement par portion de sternum du suivi de mires pour les différents implants testés.
La charge la plus basse est prise pour chaque portion de sternum. En gras sont présentés les paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée

Essai	Manubrium	Sternum moyen	Xiphoidé
PDS – ST – C 1	347,87	142,25	154,28
PDS – ST – C 2	416,63	218,38	224,08
PDS – ST – C 3	509,73	208,83	206,80
PDS – ST – C 4	450,31	222,93	222,16
PDS – ST – C 5	473,15	232,09	234,16
FT – ST – C 1	466,05	335,65	416,23
FT – ST – C 2	469,13	469,13	432,96
FT – ST – C 3	530,87	530,87	448,05
FT – ST – C 4	438,80	438,80	420,80
FT – ST – C 5	503,68	503,68	439,70
Acier – ST – C 1	666,73	666,73	666,73
Acier – ST – C 2	550,30	550,30	550,30
Acier – ST – C 3	426,89	426,89	418,80
Acier – ST – C 4	488,65	488,65	488,65
Acier – ST – C 5	506,74	506,74	506,74
PDS – ST 1	376,38	193,35	193,35
PDS – ST 2	424,50	218,68	218,68
PDS – ST 3	399,98	231,76	228,17
PDS – ST 4	512,12	196,48	202,82
PDS – ST 5	521,67	201,6	207,75
FT – ST 1	370,77	370,77	268,63
FT – ST 2	496,48	403,85	438,04
FT – ST 3	439,32	393,60	372,68
FT – ST 4	435,04	370,14	379,50
FT – ST 5	468,23	468,23	427,74
Acier – ST 1	419,25	419,25	419,25
Acier – ST 2	396,56	396,56	396,56
Acier – ST 3	554,90	554,90	554,90
Acier – ST 4	428,41	428,41	428,41
Acier – ST 5	387,84	387,84	387,74

Annexe 10 : Bilan de la charge à 1 mm de déplacement par portion de sternum du suivi de mires pour les différentes sternotomies testées. La charge la plus basse est prise pour chaque portion de sternum. En gras sont présentés les paliers non atteints : la charge de rupture est alors indiquée

Essai	Manubrium	Sternum moyen	Xiphoïde
PDS – ST 1	376,38	193,35	193,35
PDS – ST 2	424,50	218,68	218,68
PDS – ST 3	399,98	231,76	228,17
PDS – ST 4	512,12	196,48	202,82
PDS – ST 5	521,67	201,6	207,75
PDS – SPX 1	560,77	512,65	560,77
PDS – SPX 2	607,23	490,99	607,23
PDS – SPX 3	451,80	451,80	451,80
PDS – SPX 4	501,10	409,14	501,10
PDS – SPX 5	472,92	454,51	472,92
PDS – SPM 1	247,57	222,47	234,08
PDS – SPM 2	305,54	236,12	249,54
PDS – SPM 3	251,07	236,12	251,07
PDS – SPM 4	278,86	257,21	259,07
PDS – SPM 5	315,31	258,82	256,99

Annexe 11 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des déplacements totaux pour les différents implants testés

Essai	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoidé			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST – C 1	0,10	1,00	1,00	1,72	2,33	2,26	2,57	2,46	2,59	2,49	2,31	2,46
PDS – ST – C 2	0,00	1,10	0,58	1,75	2,17	2,15	2,33	2,49	2,56	2,49	2,33	2,51
PDS – ST – C 3	0,00	0,91	0,75	1,97	2,77	2,64	2,95	2,82	2,87	2,87	2,76	2,93
PDS – ST – C 4	0,00	0,62	0,80	1,61	2,33	2,33	2,33	2,38	2,46	2,46	2,30	2,46
PDS – ST – C 5	0,00	0,67	0,49	1,75	2,34	2,34	2,57	2,37	2,52	2,52	2,45	2,55
FT – ST – C 1	0,00	0,36	0,18	0,56	0,80	0,80	1,08	0,85	1,31	1,08	0,95	1,05
FT – ST – C 2	0,00	0,10	0,03	0,50	0,63	0,63	0,65	0,60	0,81	1,07	0,99	1,10
FT – ST – C 3	0,00	0,60	0,52	0,70	0,85	0,72	0,91	0,85	0,96	1,22	0,92	1,19
FT – ST – C 4	0,00	0,03	0,18	0,57	0,60	0,62	0,80	0,65	0,83	1,04	0,93	1,04
FT – ST – C 5	0,00	0,13	0,10	0,82	0,67	0,59	0,72	0,72	0,93	1,11	1,03	1,08
Acier – ST – C 1	0,00	0,23	0,10	0,15	0,23	0,41	0,41	0,15	0,41	0,77	0,51	0,72
Acier – ST – C 2	0,00	0,15	0,08	0,33	0,54	0,36	0,49	0,41	0,62	0,77	0,54	0,72
Acier – ST – C 3	0,00	0,49	0,49	0,67	0,72	0,62	0,78	0,75	0,82	1,04	1,09	1,01
Acier – ST – C 4	0,00	0,05	0,08	0,15	0,44	0,46	0,44	0,38	0,59	0,84	0,77	0,90
Acier – ST – C 5	0,00	0,03	0,10	0,39	0,70	0,54	0,70	0,67	0,31	0,39	0,30	0,38
PDS – ST 1	0,08	0,31	0,77	1,62	2,19	2,24	2,35	2,32	2,40	2,40	2,22	2,35
PDS – ST 2	0,00	0,49	0,46	1,50	2,22	2,22	2,35	2,22	2,37	2,40	2,24	2,37
PDS – ST 3	0,00	0,46	0,67	1,44	2,01	1,96	2,22	2,11	2,14	2,19	2,06	2,22
PDS – ST 4	0,00	0,70	0,88	2,04	2,79	2,76	3,10	2,94	3,17	3,12	2,91	3,07
PDS – ST 5	0,00	0,77	0,95	2,08	3,04	2,91	3,19	3,09	3,14	3,09	2,93	3,09
FT – ST 1	0,00	0,05	0,31	0,77	0,72	0,59	0,80	0,85	0,90	1,03	0,90	1,00
FT – ST 2	0,00	0,05	0,18	0,72	0,95	0,67	0,87	0,85	1,21	1,08	0,90	1,13
FT – ST 3	0,00	0,20	0,10	0,61	0,79	0,56	0,77	0,82	1,10	1,10	1,00	1,15
FT – ST 4	0,00	0,00	0,28	0,72	0,90	0,84	0,97	0,92	1,15	1,13	0,90	1,13
FT – ST 5	0,00	0,00	0,20	0,74	0,79	0,59	0,79	0,77	0,97	1,00	0,89	1,02
Acier – ST 1	0,00	0,00	0,08	0,23	0,36	0,46	0,49	0,33	0,46	0,59	0,43	0,59
Acier – ST 2	0,00	0,03	0,00	0,10	0,26	0,21	0,26	0,23	0,36	0,36	0,26	0,33
Acier – ST 3	0,03	0,18	0,05	0,08	0,46	0,36	0,49	0,43	0,59	0,66	0,49	0,77
Acier – ST 4	0,00	0,05	0,03	0,15	0,33	0,33	0,41	0,38	0,51	0,51	0,23	0,41
Acier – ST 5	0,00	0,00	0,00	0,08	0,36	0,33	0,43	0,41	0,46	0,51	0,28	0,46

Annexe 12 : Résultats obtenus avec le suivi de mires des déplacements totaux pour les différentes sternotomies testées

Essai	Manubrium			Sternum moyen					Xiphoïde			
	Mires 1	Mires 2	Mires 3	Mires 4	Mires 5	Mires 6	Mires 7	Mires 8	Mires 9	Mires 10	Mires 11	Mires 12
PDS – ST 1	0,08	0,31	0,77	1,62	2,19	2,24	2,35	2,32	2,40	2,40	2,22	2,35
PDS – ST 2	0,00	0,49	0,46	1,50	2,22	2,22	2,35	2,22	2,37	2,40	2,24	2,37
PDS – ST 3	0,00	0,46	0,67	1,44	2,01	1,96	2,22	2,11	2,14	2,19	2,06	2,22
PDS – ST 4	0,00	0,70	0,88	2,04	2,79	2,76	3,10	2,94	3,17	3,12	2,91	3,07
PDS – ST 5	0,00	0,77	0,95	2,08	3,04	2,91	3,19	3,09	3,14	3,09	2,93	3,09
PDS – SPX 1	0,10	0,23	0,28	0,89	1,15	1,05	1,15	1,07	1,12	0,66	0,00	0,00
PDS – SPX 2	0,00	0,28	0,33	0,97	1,38	1,27	1,35	1,25	1,25	0,69	0,00	0,00
PDS – SPX 3	0,00	0,15	0,28	0,76	0,96	0,94	0,99	0,97	0,97	0,66	0,00	0,00
PDS – SPX 4	0,00	0,21	0,21	0,78	1,16	1,06	1,14	1,09	0,21	0,10	0,00	0,00
PDS – SPX 5	0,00	0,23	0,18	0,69	1,04	0,97	1,07	1,02	1,04	0,66	0,00	0,00
PDS – SPM 1	0,00	0,00	0,00	0,46	1,04	1,07	1,20	1,10	1,15	1,07	0,94	1,04
PDS – SPM 2	0,00	0,00	0,00	0,62	1,35	1,29	1,42	1,42	1,37	1,35	1,22	1,35
PDS – SPM 3	0,00	0,00	0,00	0,41	1,05	1,02	1,10	1,00	0,69	0,97	0,79	0,89
PDS – SPM 4	0,00	0,00	0,00	0,54	1,03	1,01	1,08	1,08	1,13	1,11	0,91	1,06
PDS – SPM 5	0,00	0,00	0,00	0,41	1,16	1,13	1,38	1,28	1,30	1,38	1,23	1,30

TITRE

VALIDATION ET UTILISATION D'UN MODÈLE ANALOGIQUE OSSEUX DE STERNUM POUR L'ÉTUDE DES PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES EN ESSAIS CYCLIQUES DE TROIS TECHNIQUES DE FERMETURE DE STERNOTOMIE MÉDIANE TOTALE OU PARTIELLE CHEZ LE CHIEN

Auteur

DRIESSLEIN Elise

Résumé

L'objectif de cette étude était de créer et valider un modèle analogique osseux de sternum de chien de grande taille, et de comparer les performances biomécaniques, en essais cycliques et lors de tests de traction, sur des sternotomies totales et partielles de trois implants : le polydioxanone USP 1, le FiberTape® 2 mm et le cerclage en acier 20 gauge.

Après validation du modèle, 40 sternums ont été répartis en différents groupes combinant une méthode de sternotomie (totale, partielle avec préservation du manubrium ou du xiphoïde) et un implant. Une partie de ces groupes a subi des essais cycliques à raison de 5000 cycles à une fréquence de 2 Hz, puis tous ont subi des tests de traction. La charge à 1 mm de déplacement, la raideur, le déplacement total ainsi que la charge de rupture ont été analysés.

Les essais cycliques n'ont pas montré d'impact sur l'élongation totale ni sur les propriétés biomécaniques des trois implants testés. En comparant les implants entre eux, le polydioxanone présente des propriétés biomécaniques inférieures aux deux autres implants : la charge à 1 mm de déplacement et la raideur sont moindres, et le déplacement total est plus important. Concernant le type de sternotomie, la préservation du xiphoïde permet d'obtenir de meilleurs résultats biomécaniques : la charge à 1 mm de déplacement et la raideur sont plus élevées et le déplacement total est moindre par rapport à une sternotomie totale. La préservation du manubrium présente des propriétés biomécaniques intermédiaires. La sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde partage certaines propriétés biomécaniques avec l'acier et le FiberTape®.

Les trois implants testés peuvent donc être utilisés lors d'une sternotomie si les conditions de repos post-opératoire sont respectées. Néanmoins, le polydioxanone devrait tout de même être évité lors de la réalisation d'une sternotomie totale. La sternotomie partielle avec préservation du xiphoïde est recommandée. Toutefois, le choix du type de sternotomie et de sa fermeture doit avant tout s'adapter au contexte clinique.

Mots-clés

Modèle, essais cycliques, sternotomie, chien

Jury

Président du jury	:	Pr	CADORE Jean-Luc
1er assesseur	:	Pr	CHANOIT Guillaume
2ème assesseur	:	Dr	KHOSH NEVIS Mehrdad
Membre invité	:	Dr	DE SOUSA Charlène