

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2021 - Thèse n° 040

ELABORATION ET EVALUATION D'UNE PROTHESE INTERVERTEBRALE SEMI PATIENT SPECIFIQUE UTILISEE DANS LE CADRE D'INSTABILITES LOMBO-SACREE CHEZ LE CHIEN

THESE

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

Et soutenue publiquement le 30 septembre 2021
Pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

Par

LE MERDY

Lisa

Liste des Enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon (20-05-2021)

ABITBOL	Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
ARCANGIOLI	Marie-Anne	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
AYRAL	Florence	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BECKER	Claire	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BELLUCO	Sara	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENAMOU-SMITH	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENOIT	Etienne	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BERNY	Philippe	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BONNET-GARIN	Jeanne-Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BOULOCHER	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BOURDOISEAU	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur émérite
BOURGOIN	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BRUYERE	Pierre	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BUFF	Samuel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BURONFOSSE	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
CACHON	Thibaut	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CADORÉ	Jean-Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
CAROZZO	Claude	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CHABANNE	Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CHALVET-MONFRAY	Karine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DE BOYER DES ROCHES	Alice	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
DELIIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DJELOUADJI	Zorée	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
ESCRIOU	Catherine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
FRIKHA	Mohamed-Ridha	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GALIA	Wessam	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GILOT-FROMONT	Emmanuelle	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
GONTHIER	Alain	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GRANCHER	Denis	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
GREZEL	Delphine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
HUGONNARD	Marine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
JUNOT	Stéphane	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
KODJO	Angeli	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
KRAFFT	Emilie	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
LAABERKI	Maria-Halima	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LAMBERT	Véronique	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LE GRAND	Dominique	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
LEBLOND	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LEDoux	Dorothee	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LEFEBVRE	Sébastien	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LEGROS	Vincent	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LEPAGE	Olivier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LOUZIER	Vanessa	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
MARCHAL	Thierry	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MOISSONNIER	Pierre	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MOSCA	Marion	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
MOUNIER	Luc	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
PEPIN	Michel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
PIN	Didier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PONCE	Frédérique	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PORTIER	Karine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
POUZOT-NEVORET	Céline	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
PROUILLAC	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
REMY	Denise	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
RENE MARTELLET	Magalie	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
ROGER	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
SAWAYA	Serge	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
SCHRAMME	Michael	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
SERGENTET	Delphine	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
THIEBAULT	Jean-Jacques	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
TORTEREAU	Antonin	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
VIGUIER	Eric	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
ZENNER	Lionel	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur

Remerciements

Au Professeur Jean-Christophe SOUQUET,

Qui m'a fait l'honneur d'accepter de présider le jury de cette thèse,

Hommage respectueux.

A Monsieur Pierre MOISSONNIER,

Pour avoir été mon directeur de thèse, pour votre bienveillance, votre pédagogie, la passion que vous m'avez transmise.

Un très sincère merci.

A Monsieur Éric VIGUIER,

Pour avoir accepté de m'aider en tant qu'assesseur à la réalisation de cette thèse et votre gentillesse,

Sincères remerciements.

A Monsieur Bastien GOIN,

Pour avoir été d'un grand support technique dans la rédaction de ma thèse, pour la finesse de tes conseils et de tes relectures, pour tes corrections avisées,

Un grand merci.

A Monsieur Maxime JACQMIN,

Pour avoir participé à la réalisation de cette étude et avoir été impliqué dans la réflexion et la réalisation des essais de l'étude,

Mes sincères remerciements

À ma famille et mes proches, pour leur soutien tout au long de mon parcours scolaire et personnel.

TABLE DES MATIERES

Table des figures.....	13
Table des tableaux.....	17
Liste des abréviations.....	19
Introduction.....	21
Partie I : Le traitement des instabilités lombo-sacrées : État de la question	23
I- Rappels sur l'anatomie de la région Lombo-Sacrée.....	23
A) Anatomie générale	23
1- Anatomie osseuse	23
a) Ostéologie de la vertèbre	23
b) Le corps vertébral (CV)	23
c) L'arc vertébral	24
d) Le canal vertébral	24
2- Moyens d'union des vertèbres	25
a) Surfaces articulaires	25
b) Syndesmologie	25
3- Angiologie de la région lombo-sacrée	27
a) Angiologie vertébrale	27
e) Le système veineux de la région lombo-sacrée	29
4- Myologie vertébrale.....	30
a) Muscles de la paroi abdominale	30
b) Muscles de la région lombo-iliaque	30
5- Neurologie.....	32
B) Anatomie fonctionnelle du disque intervertébral.....	33
1- Anatomie d'un disque sain	33
a) Noyau pulpeux (NP)	33
b) Anneau fibreux (AF).....	33
c) Les plateaux cartilagineux (EP).....	33
2- Contraintes mécaniques exercées sur le disque.....	34
a) Forces exercées sur un disque sain	34
b) Forces exercées sur un disque dégénéré	35
3- Particularité de la région lombosacrée.....	36
II- Les instabilités de la région lombosacrée : Etat de la question chez l'Homme et le chien	37

A) Pathologie de la région lombo-sacrée.....	37
1- Pathogénie	37
a) Chez le chien.....	37
b) Chez l'Homme	39
c) Synthèse sur les affections lombosacrées	40
2- Epidémiologie	41
a) Chez l'Homme	41
b) Chez le chien.....	41
c) Synthèse	41
3- Diagnostic.....	42
B) Traitements actuels	42
1- Traitement médical.....	42
2- Traitement chirurgical.....	44
a) Indications	44
b) Principe des techniques chirurgicales existantes.....	44
C) Les techniques chirurgicales existantes chez l'Homme et le chien.....	45
1- La laminectomie dorsale.....	45
2- La discectomie.....	46
3- La foraminotomie.....	46
D) Techniques de stabilisation.....	48
1- Principes de la stabilisation.....	48
2- Méthodes de stabilisation les plus employées actuellement.....	49
a) Arthrodèse par vissage facettaire	49
b) Arthrodèse par montage « piloti » à l'aide de vis et de ciment PMMA.....	49
c) Cages intervertébrales	50
3- Les techniques de stabilisation chez l'Homme.	51
a) Les techniques de fusion	51
b) Les techniques de non-fusion	51
Partie II : Elaboration de l'implant de stabilisation intervertébrale lombo-sacrée patient spécifique	53
I- Définition du besoin lié à l'implant	53
A) Traduction du besoin en fonctions principales	53
B) Traduction du besoin en fonctions secondaires.....	54
1) Identification des difficultés en lien avec le besoin énoncé	54

a.	Traduction des difficultés en fonction contraintes	54
b.	Identification des difficultés	55
2)	Recherche d'antériorité	57
a.	Région lombo-sacrée.....	57
c.	Autre localisation de la colonne vertébrale	60
3)	Synthèse de l'art antérieur	64
4)	Prototypage rapide de la première solution imaginée.....	64
a.	Justification des choix effectués	64
b.	Schémas de l'implant intervertébral lombo-sacrée.....	67
II-	Détermination des caractéristiques de la zone lombo-sacrée	69
A)	Méthodologie de mesure	69
B)	Mode opératoire selon la région mesurée.....	72
1)	Longueur de L7.....	72
2)	Largeur de L7.....	73
3)	Hauteur de L7.....	74
4)	Espace L7-S1.....	75
5)	Angle L7-S1.....	76
6)	Longueur de S1	77
7)	Largeur de S1	78
8)	Hauteur de S1	79
9)	Détermination des corridors de sécurité.....	80
a.	Positionnement des axes dans le plan sagittal	80
b.	Divergence et longueur des vis centrales	81
c.	Longueur des vis latérales	83
10)	Récapitulatif de la méthodologie des mesures en fonction de la zone considérée 84	
C)	Résultats des mesures	87
III-	Discussions.....	88
A)	Adaptation des mesures.....	88
1)	Largeur des corps vertébraux	88
2)	Hauteur des corps vertébraux	88
3)	Angle lombo-sacrée	89
4)	Espace intervertébral.....	90
B)	Fixations de l'implant	91

1) Pattes d'attaches.....	91
2) Disposition et orientation des vis	92
Partie III : Validation du dispositif médical patient spécifique	93
I- Validation pré-clinique	93
A) Préparation des pièces anatomiques	93
1) Antériorité des études sur rachis.....	93
a. Chez l'Homme	93
b. Chez les carnivores domestiques	93
2) Méthodologie utilisée pour l'étude	93
B) Evaluation du dispositif	94
1) Méthodologie utilisée en humaine.....	94
2) Critères contrôlés dans l'étude	94
II- Validation par implantation du dispositif.....	97
A) Implantation sur pièces anatomiques	97
1) Préparation de l'espace intervertébrale.....	97
a. Discectomie	97
b. Modelage vertébral.....	98
2) Mise en place du dispositif intervertébral	99
a. Insertion dans l'espace intervertébral	99
b. Fixation du dispositif	100
B) Implantation sur modèle <i>ex vivo</i> canin	101
1) Réalisation de la voie d'abord.....	101
.....	101
2) Mise en place du dispositif.....	102
C) Modifications du dispositif à la suite des implantations.....	103
1) Version n°1 de l'implant.....	103
a) Angle lombo-sacrée et pattes d'attaches	103
b) Longueur des pattes d'attache.....	104
c) Orientation des vis	105
d) Structure du dispositif	105
2) Version n°2 de l'implant.....	106
a) Structure du dispositif	106
b) Orientation des vis	107

c) Espace intervertébral	107
d) Hauteur du dispositif intervertébral	108
e) Déport des attaches	108
3) Version n°3 de l'implant.....	109
c) Largeur du dispositif.....	110
4) Version n°4 de l'implant.....	111
a) Fixation de l'implant.....	111
b) Angle lombo-sacrée.....	112
III- Discussions.....	113
A) Caractéristiques de l'implant.....	113
1) Réponses aux fonctions principales et contraintes	113
2) Design de l'implant	113
B) Adaptation patient spécifique	114
1) Adaptation selon l'affection.....	114
2) Difficultés liées aux races	114
Conclusion	116
Bibliographie	118

Table des figures

Figure 1: Schéma de deux vertèbres lombaires. Vues de profil et face. D'après Tobias et Johnston 2012 (8).....	24
Figure 2 : Schéma des moyens d'unions d'une vertèbre lombaire. D'après Tobias et Johnston 2012 (8)	26
Figure 3 : Ligaments stabilisant deux vertèbres adjacentes au niveau de l'arc vertébral (en vert) et du CV (en bleu). D'après S.Sawaya, professeur à VetAgroSup	26
Figure 4: Angiologie de la région sacro-coccygienne chez le chien d'après Baronne - Tome 5 Angiologie(11)	28
Figure 5: Schéma système veineux de la région lombo-sacrée. D'après Evans et DeLahunta(10)	29
Figure 6: Vue ventrale des muscles sous lombaires d'après Baronne – Tome 1 Anatomie comparée des carnivores domestiques (7)	31
Figure 7 : Schéma de la queue de cheval chez le chien (13).....	32
Figure 8: Disque intervertébral lombaire. D'après Evans et DeLahunta (2013) (10).....	34
Figure 9 : Schéma des forces subies par les disques intervertébraux (15).....	35
Figure 10: Arbre dichotomique des affections des disques intervertébraux (Dégénérescence et déplacement) (11).....	38
Figure 11: Vue dorsale d'une laminectomie sur support osseux d'après Tobias 2012(3).....	45
Figure 12 : Schéma du principe de discectomie dorsale. Extrait Tobias 2012 (3)	46
Figure 13 : Schématisation de l'arthrodèse par vissage facettaire (21).....	49
Figure 14 : Radiographies post-opératoire d'une arthrodèse par vissage facettaire et cimentage (23).....	49
Figure 15: Modélisation d'une stabilisation/distraction (11).....	50
Figure 16 : Prothèse Charité III.....	58
Figure 17 : Cage intersomatique lombaire abord antérieur	58
Figure 18 : Prothèse Maverick.....	58
Figure 19: Prothèse ProDisc II	58
Figure 20 : Première cage intersomatique impression 3D en titane IB3D TO de Medicea....	59
Figure 21 : SynCage C-Short de DePuy Synthes utilisée en chirurgie vétérinaire.....	60
Figure 22: PRESTIGE ST (Medtronic, Memphis, Tennessee, USA)	61
Figure 23 : Bryan disc (Medtronic, Memphis, Tennessee, États-Unis)	61
Figure 24 : ProDisc-C (Synthes, West Chester, Pennsylvanie, États-Unis)	61
Figure 25 : Kineflex-C (Spinal Motion, Mountain View, Californie, États-Unis).....	61
Figure 26 : Cage intersomatique en PEEK	63
Figure 27 : Fitz Intervertebral Traction Screw (FITS).....	63
Figure 28 : Cervlock-cage®: Porte vet	63
Figure 29 : Schéma du dispositif intervertébral vue de profil gauche	67
Figure 30 : Schéma du dispositif intervertébral vue de face	68
Figure 31 : Schéma du dispositif intervertébral vue ventro-dorsale	68
Figure 32 : Sélection fonction 3D MPR dans horos.....	70

Figure 33 : Fenêtre obtenue après ouverture avec 3DMPR (A) – Rappel de la terminologie des différentes coupes (B)	70
Figure 34 : Description de la barre d'outils	71
Figure 35 : Positionnement des axes sur la région lombo-sacrée	71
Figure 36 : Fonction axis de la barre d'outils	71
Figure 37 : Illustration de la méthodologie de mesure de la longueur de L7 – Coupe sagittale (1) et frontale (2).....	72
Figure 38 : Illustration de la méthodologie de mesure de la largeur de L7 – Coupe frontale (1) et coupe transversale (2).....	73
Figure 39 : Illustration de la méthodologie de mesure de la hauteur de L7 – Coupe sagittale (1) et transversale (2)	74
Figure 40 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'espace L7-S1 VENTRAL – Coupe sagittale	75
Figure 41 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'espace L7-S1 DORSAL – Coupe sagittale	75
Figure 42 : Fonction Angle sur le logiciel Horos	76
Figure 43 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'angle L7-S1 – Coupe sagittale.....	76
Figure 44 : Positionnement des axes pour la mesure longueur S1 - Coupe sagittale (1) et frontale (2).....	77
Figure 45 : Mesure de la longueur – Coupe sagittale (1) et frontale (2)	77
Figure 46 : Mesure de la largeur de S1 - Coupe transversale (1) et frontale (2)	78
Figure 47 : Illustration de la méthodologie de mesure de la hauteur de S1 – Coupe sagittale (1) et transversale (2)	79
Figure 48 : Positionnement des axes dans la coupe sagittale - Crânial (1) et Caudal (2)	80
Figure 49 : Positionnement des axes sur S1 pour déterminer les corridors de sécurité – Pôle crânial (1) et caudal (2) de S1.....	81
Figure 50 : Détermination des angles de divergences des vis d'attache centrales	82
Figure 51 : Détermination de la longueur des vis centrales divergentes	82
Figure 52 : Détermination de la longueur des vis latérales non divergentes	83
Figure 53 : Vue ventrale vertèbre L7 - Forme « sablier ».....	88
Figure 54: Image scanner d'une vertèbre lombaire en coupe transversale (10).....	89
Figure 55 : Schématisation du risque de bascule.....	89
Figure 56 : Image scanner coupe sagittale de la région lombo-sacrée chez le chien.....	90
Figure 57 : Schématisation des risques liés à un déport des pattes d'attaches	91
Figure 58 : Schématisation de la disposition et orientation des vis d'attache de l'implant	92
Figure 59 : Détail du vocabulaire relatif à l'implant - vue de profil	95
Figure 60 : Détail du vocabulaire relatif à l'implant - vue du dessus	95
Figure 61: Schéma de l'influence de l'angulation des pattes d'attache sur la région lombo-sacrée	96
Figure 62: Illustration de la discectomie partielle sur un disque sain.....	97
Figure 63: Photo discectomie partielle en fonction de l'implant.....	97
Figure 64: Illustration de la discectomie partielle sur pièce anatomique – Photo personnelle	97

Figure 65 : Schématisation du fraisage vertébral (Ligne orange) – Fixation des vis centrales divergentes (Ligne rouge) (10)	98
Figure 66: Insertion implant V4 sur pièce anatomique - Photo personnelle.....	99
Figure 67: Fixation du dispositif - Vis centrales divergentes bi corticales – Photo personnelles implant n°3	100
Figure 68 : Radiographie effectuées à la suite de l'insertion des broches	100
Figure 69: Incision de la peau (A) et de la ligne blanche (B)	101
Figure 70: Accès à l'espace vertébral L7-S1	101
Figure 71: Mise en place du dispositif intervertébral	102
Figure 72 : Mise en évidence de l'angle entre les pattes d'attaches et l'arrête de la partie intervertébrale	103
Figure 73 : Schématisation du décalage entre les pattes d'attaches.....	103
Figure 74 : Mise en évidence de la patte d'attache S1 trop courte (flèche rouge)	104
Figure 75 : Schématisation de l'orientation des vis, parallèle à l'arrête de la côte correspondante	105
Figure 76 : Mise en évidence des surfaces dentelés et trabéculaires	105
Figure 77 : Mise en évidence des différentes structures et surface du dispositif	106
Figure 78 : Mise en évidence du bon positionnement des vis.....	107
Figure 79 : Mise en évidence des éléments à modifier sur la version 2 de l'implant.....	107
Figure 80 : Illustration de la hauteur de la partie intervertébrale de l'implant.....	108
Figure 81 : Illustration du déport des vis et des risques engendrés	108
Figure 82 : Mise en évidence du déport trop important	109
Figure 83 : Illustration des conséquences d'un fraisage trop important.....	110
Figure 84 : Illustration des conséquences d'un dispositif trop étroit	110
Figure 85 : Photo de l'implant inséré dans la zone d'intérêt - Vue de face	111
Figure 86 : Illustration de la bonne insertion de l'implant dans la région lombo-sacrée	112
Figure 87: Schématisation des contraintes imposées à la version 2 du dispositif intervertébral	114

Table des tableaux

Tableau i: Comparaison de la physiopathologie de la sténose lombo-sacrée chez l'Homme et le chien	40
Tableau ii: Comparaison de l'épidémiologie de la sténose lombo-sacrée entre l'Homme et le chien	41
Tableau iii: Récapitulatif des traitements médicaux lors SDLS	43
Tableau iv: Récapitulatif des principales techniques chirurgicales dans la gestion des SDLS .	47
Tableau v: Récapitulatif des méthodes de stabilisation entre carnivores domestiques et humaine.....	52
Tableau vi : Principaux dispositifs utilisés en région LS chez l'Homme	58
Tableau vii : Récapitulatif des dispositifs utilisés en région cervicale en humaine	61
Tableau viii : Récapitulatif des dispositifs utilisés en région cervicale chez les carnivores domestiques.....	63
Tableau ix : Récapitulatif des caractéristiques de l'implant LS	66
Tableau x : Récapitulatif de la méthodologie des mesures de la région lombo-sacrée	84
Tableau xi : Récapitulatif des mesures obtenues au niveau de L7-S1 selon les gammes de poids	87
Tableau xii : Récapitulatif des pièces anatomiques de l'étude	94
Tableau xiii : Facteurs de risques selon la côte concernée	96
Tableau xiv : Photo de la version 1 de l'implant - Photos personnelles	103
Tableau xv: Photos de la version 2 de l'implant - Photos personnelles.....	106
Tableau xvi : Photos de la version 3 de l'implant - Photos personnelles.....	109
Tableau xvii : Photos de la version 3 de l'implant - Photos personnelles.....	111

Liste des abréviations

AF : Anneau fibreux

AINS : Anti-inflammatoire non stéroïdien

AIS : Anti-inflammatoire stéroïdien

AV : Arc vertébral

CD : Chondrodystrophique

CV : Corps vertébral

DIV : Disque intervertébral

LS : Lombo-sacrée

NP : Noyau pulpeux

NCD : Non Chondrodystrophique

PMMA: Polyméthylmetacrylate

PV : Plateau vertébral

SLSD : Sténose lombo-sacrée dégénérative

Introduction

La région lombo-sacrée chez le chien est singulière par son anatomie, mais également par rapport aux forces de traction exercées sur cette zone de la colonne vertébrale. La mobilité intervertébrale, bien que régulée par les ligaments et les disques intervertébraux, est très prononcée entre les vertèbres L7 et S1. (1)

La sténose lombo-sacrée dégénérative (SLSD) regroupe l'ensemble des affections dégénératives des structures de la région lombo-sacrée (LS) chez le chien. Cette pathologie a une origine multifactorielle dont les mécanismes ne sont pas encore bien compris. Cependant, la dégénérescence et la perte de fonction du disque intervertébral (DIV) ont un rôle central. Les proliférations osseuses et de tissus mous associées, participent à la sténose du canal vertébral et/ou de la queue de cheval (2). Les signes cliniques qui en découlent sont peu pathognomoniques et se traduisent par une douleur lombaire et des troubles neurologiques.

A l'heure actuelle, aucun consensus concernant le traitement de la SLSD n'a été établi. La gestion chez les chiens peu atteints est basée sur l'administration d'analgésiques et d'anti-inflammatoires afin de limiter l'exacerbation des signes cliniques. Un traitement chirurgical est indiqué chez les chiens ne répondant pas au traitement conservateur.

Lorsqu'une intervention chirurgicale est préconisée, la technique la plus communément utilisée dans la zone LS chez le chien lors des compressions médullaires est l'hémi laminectomie par abord dorsal complétée d'une éventuelle discectomie partielle (3). Cependant, en se basant sur les techniques chirurgicales appliquées en médecine humaine, les spondylomyélopathies en région cervicale caudale se traitent par une arthrodèse à l'aide d'une cage d'ostéosynthèse mise en place via un abord ventral (4).

Le but de cette thèse est de développer une cale intervertébrale permettant à la fois de restaurer l'espace intervertébral afin d'assurer une décompression médullaire mais également de stabiliser les vertèbres L7 et S1. La région (LS) étant très variable selon la taille et la race des individus, l'idée est d'adapter cette cage d'ostéosynthèse à chaque patient afin d'optimiser les bénéfices de l'intervention. Le caractère inédit réside également dans la mise en place cette cale, par un abord ventral de la région d'intérêt (5).

Partie I : Le traitement des instabilités lombo-sacrées : État de la question

I- Rappels sur l'anatomie de la région Lombo-Sacrée

A) Anatomie générale

1- Anatomie osseuse

a) Ostéologie de la vertèbre

La colonne vertébrale est formée par une succession d'os impairs et sériés : les vertèbres. Cet axe vertébral intervient dans le maintien du corps et la locomotion. Il doit réunir deux propriétés : rigidité et mobilité. Ces fonctions, bien que différentes, sont permises par la morphologie et l'articulation des vertèbres.

Selon la région du corps considérée, les vertèbres auront une conformation, différente. Cette variabilité conduit à diviser la colonne en cinq zones. Chez le chien, l'axe est constitué de sept vertèbres cervicales, treize vertèbres thoraciques, sept vertèbres lombaires, trois vertèbres sacrées puis un nombre variable de vertèbres caudales allant d'un à vingt.

Les vertèbres sont des os courts, possédant en leur centre un foramen vertébral au sein duquel se situe la moelle épinière. A l'exception de l'atlas, la vertèbre peut être décomposée en un corps vertébral et un arc dorsal. (6)

b) Le corps vertébral (CV)

Le CV, bref et massif, est situé ventralement au foramen vertébral. Le plancher du foramen vertébral est formé par la face dorsale du CV. Cette face est encadrée par les saillies des processus transverses. Sur la face médiane, se trouve la crête ventrale correspondant à une surface d'insertion ligamentaire. (7) (Figure 1)

Des surfaces articulaires, les plateaux vertébraux (PV), sont constitués par les bords crâniens convexes et caudaux concaves des corps vertébraux. Ces formations sont en contact avec les disques intervertébraux (DIV), par lesquels les corps vertébraux sont unis les uns aux autres. Le caractère concavo-convexe s'atténue progressivement de la région cervicale à sacrale, jusqu'à même s'inverser sur les vertèbres sacrées.

La première vertèbre sacrale possède d'ailleurs le CV le plus large de la colonne vertébrale.

c) L'arc vertébral

L'arc vertébral (AV) est situé dorsalement au foramen intervertébral qui abrite la moelle épinière. La face ventrale de l'AV constitue le plafond du foramen vertébral. Chaque côté de l'AV est composé par un pédicule vertébral et une lame vertébrale venant se souder à son homonyme controlatéral dans le plan médian. Les pédicules de deux vertèbres adjacentes forment le foramen intervertébral par lesquels sortent les nerfs spinaux.

Sur la face dorsale de l'AV se retrouve le processus épineux, de taille et d'orientation variable selon les zones considérées. La région LS possède d'ailleurs l'espace interépineux le plus important de la colonne vertébrale. À la base de ces processus épineux se trouvent deux processus articulaires pairs : les processus articulaires crâniens et caudaux.

Les parties latérales de la face dorsale forment, à la base des processus épineux, les sillons intervertébraux. De chaque côté de l'arc, non loin du pédicule vertébral se trouve un processus transverse. En région lombaire ce dernier, pair, est long, irrégulier et possède plusieurs tubercules. Dans l'os du sacrum, leur ensemble constitue les masses latérales. (7) (Figure 1)

d) Le canal vertébral

Le canal vertébral est un long tunnel osseux, formé par la succession des foramens vertébraux sur toute la longueur de la colonne vertébrale (Figure 1). En son sein réside la moelle épinière, les racines des nerfs spinaux, des ligaments et des vaisseaux. Les dimensions de ce canal vertébral sont variables selon la région du corps considérée. Le diamètre de la moelle épinière chez le chien est très proche du diamètre du canal médullaire, surtout en zone thoraco-lombaire.

En région LS, le canal s'agrandit. Cette dilatation lombaire correspond à l'intumescence lombaire de la moelle épinière. Dans le sacrum, le calibre du canal diminue rapidement. (7) (Figure 1)

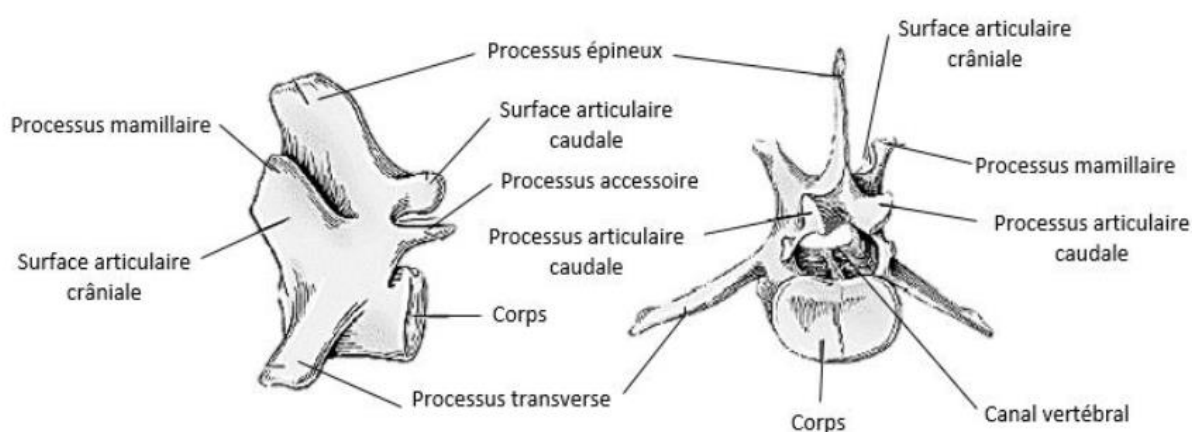


Figure 1: Schéma de deux vertèbres lombaires. Vues de profil et face. D'après Tobias et Johnston 2012 (8)

2- Moyens d'union des vertèbres

a) Surfaces articulaires

Les corps vertébraux, s'unissent entre eux grâce à leur partie crâniale convexe qui répond à la fosse vertébrale de la vertèbre qui précède. Cette affirmation reste cependant à moduler pour la région d'intérêt. Ces surfaces articulaires s'aplanissent en région lombaire. Des articulations synoviales sont également présentes au niveau des processus articulaires.

Les surfaces articulaires sont surtout unies par les DIV, plus précisément décrits dans la partie-B de cet exposé. Leur rôle est de créer un ligament interosseux, fibrocartilagineux très puissants. En raison de surfaces articulaires planes en région lombaire, les DIV sont plus épais. (9)

b) Syndesmologie

Les moyens de stabilisation de la colonne vertébrale sont principalement ligamentaires et musculaires. Par ailleurs, les surfaces articulaires des vertèbres sont également les moyens d'union puissants des vertèbres. Au niveau de l'AV dorsal se trouvent les processus articulaires crâniens et caudaux qui assurent une continuité entre les vertèbres adjacentes (Figure 2)

Au niveau des corps vertébraux se trouvent le ligament longitudinal dorsal et longitudinal ventral, particulièrement puissant en région LS (Figure 2). Le DIV, dont les particularités seront plus détaillées un peu plus loin dans l'exposé, a aussi une fonction de stabilisation des corps vertébraux. Ses propriétés permettent également les mouvements de l'axe vertébral.

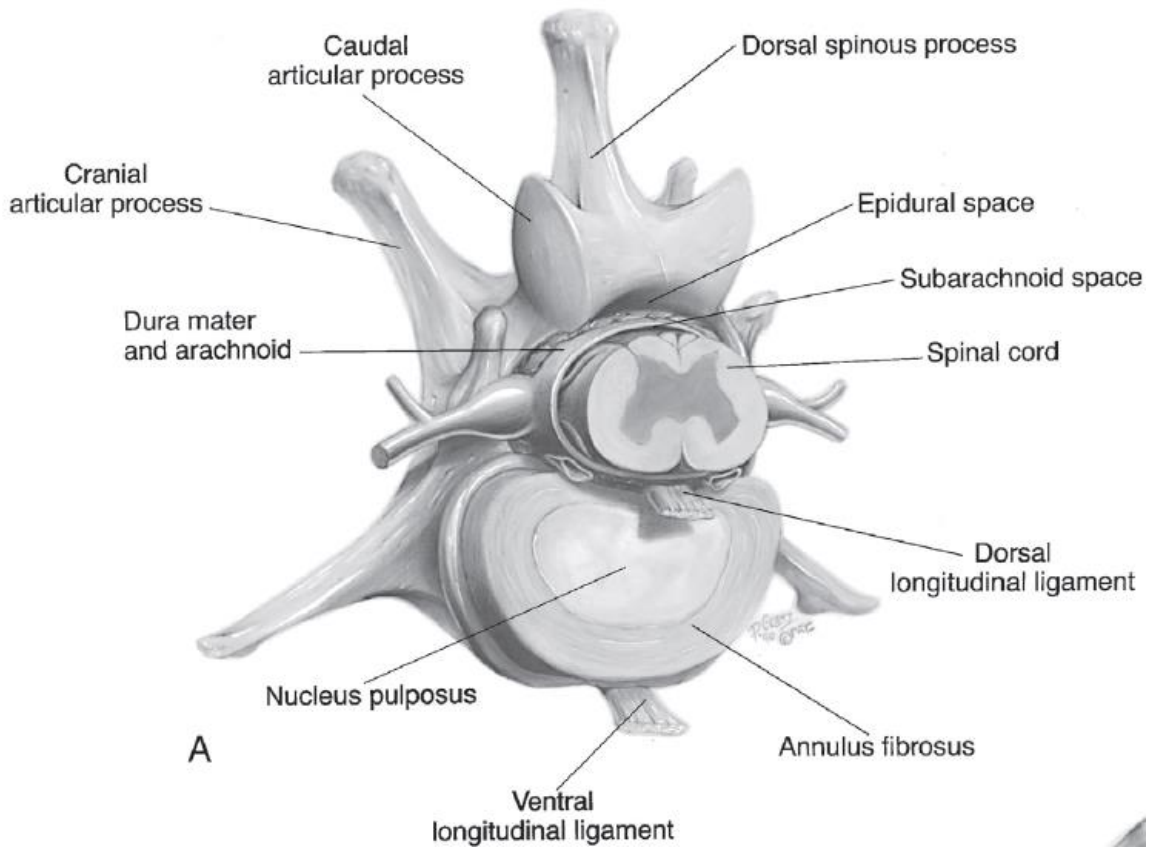


Figure 2 : Schéma des moyens d'unions d'une vertèbre lombaire. D'après Tobias et Johnston 2012 (8)

L'AV dorsal, est également stabilisé via les ligaments inter lamellaires (ou ligaments jaunes), ligaments interépineux et supra-épineux (épais et fort). (Figure3) (6)

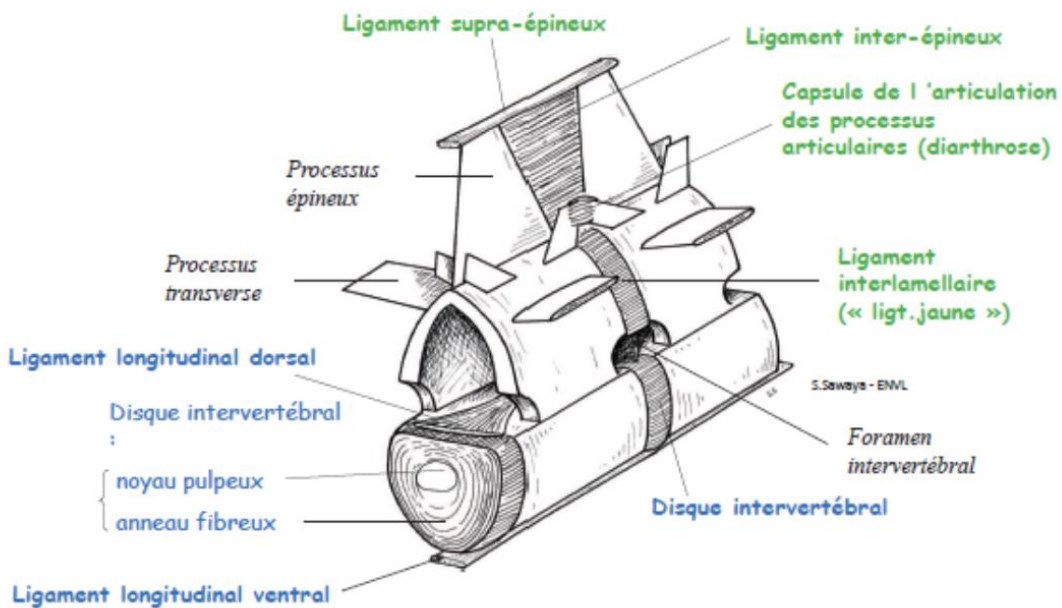


Figure 3 : Ligaments stabilisant deux vertèbres adjacentes au niveau de l'arc vertébral (en vert) et du CV (en bleu). D'après S.Sawaya, professeur à VetAgroSup

3- *Angiologie de la région lombo-sacrée*

a) *Angiologie vertébrale*

i. *Les artères lombaires*

Depuis sa naissance au niveau de la crosse aortique, l'artère aorte longe ventralement le rachis. Au cours de son trajet, l'aorte émet des artères intercostales dorsales en région thoraciques. En région lombaire, l'aorte se divise en artères lombaires au niveau de sa face dorsale. Chaque artère lombaire se divise en deux branches. La première est la branche spinale qui s'étend avec le nerf dans le canal vertébral. La deuxième branche, le rameau dorsal, s'intègre au muscle longissimus. Son trajet reste parallèle à l'axe du rachis. Á l'origine de chaque artère, des petites branches nutritives pénètrent le CV. Des capillaires en boucles passent par la moelle épinière et passent à travers les corps vertébraux pour nourrir le DIV. (10) (Figure 4).

ii. *Les artères iliaques externes et internes*

Entre la sixième et la septième vertèbre lombaire, l'aorte donne naissance aux deux artères iliaques externe, qui irrigueront les membres pelviens. Au niveau de la septième artère lombaire, l'aorte se subdivise en deux artères iliaques internes dont la distribution ira vers la paroi et le contenu du bassin. (10) (Figure 4)

iii. *L'artère sacrée médiale*

Après l'émission des artères iliaques, l'aorte abdominale caudale donne naissance à l'artère sacrée médiale. Ce vaisseau se divise en une branche dorsale et une branche caudale. La branche dorsale irrigue les muscles voisins de l'articulation LS. La branche caudale, quant à elle, pénètre le pelvis avec le tronc sympathique. (10) (Figure 4)

iv. *La septième artère lombaire*

Cette artère fait suite à l'artère sacrée médiale, entre les vertèbres L7 et S1. Son orientation est dorsale à la région LS. Deux branches se séparent au niveau de l'articulation ilio-sacrée. Une première branche dorsale passe par les muscles épiaxiaux. La branche caudale quant à elle pénètre dans le pelvis, accompagnée du tronc sympathique. (10) (Figure 4)

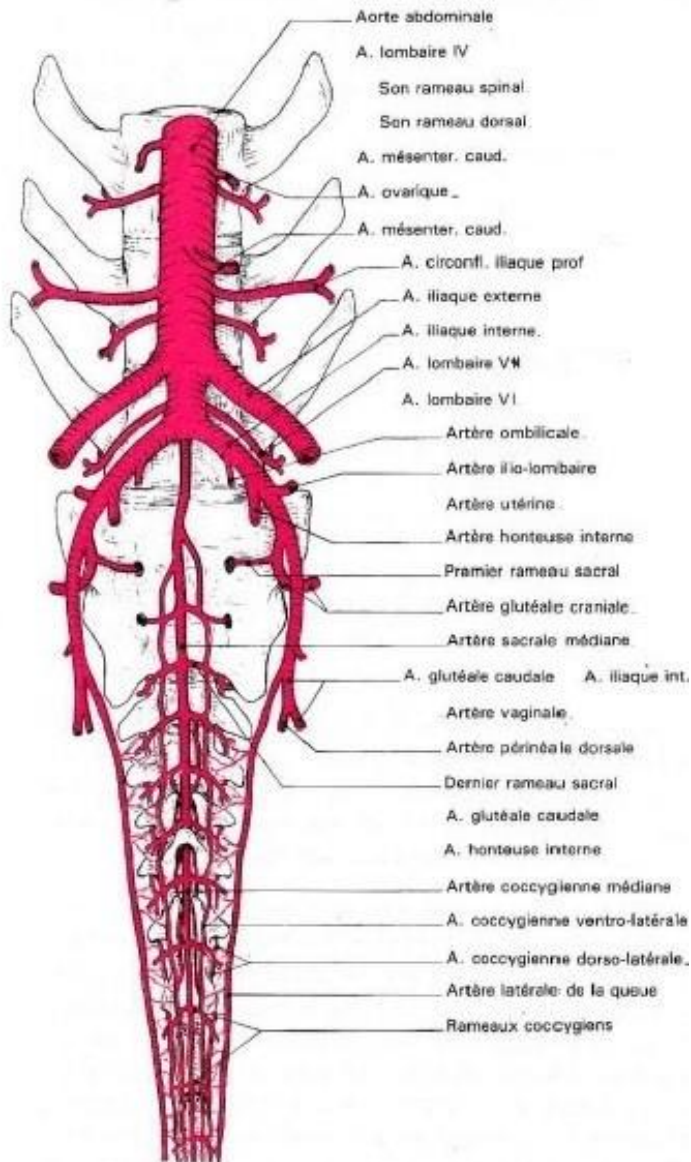


Figure 4: Angiologie de la région sacro-coccygienne chez le chien d'après Baronne - Tome 5 Angiologie(11)

e) Le système veineux de la région lombo-sacrée

En ce qui concerne le système veineux de la région, chaque artère lombaire est accompagnée de veines satellites.

La veine iliaque commune résulte de la réunion des veines iliaques externes et internes. Elle donnera naissance ensuite à la veine cave caudale. (Figure 5)

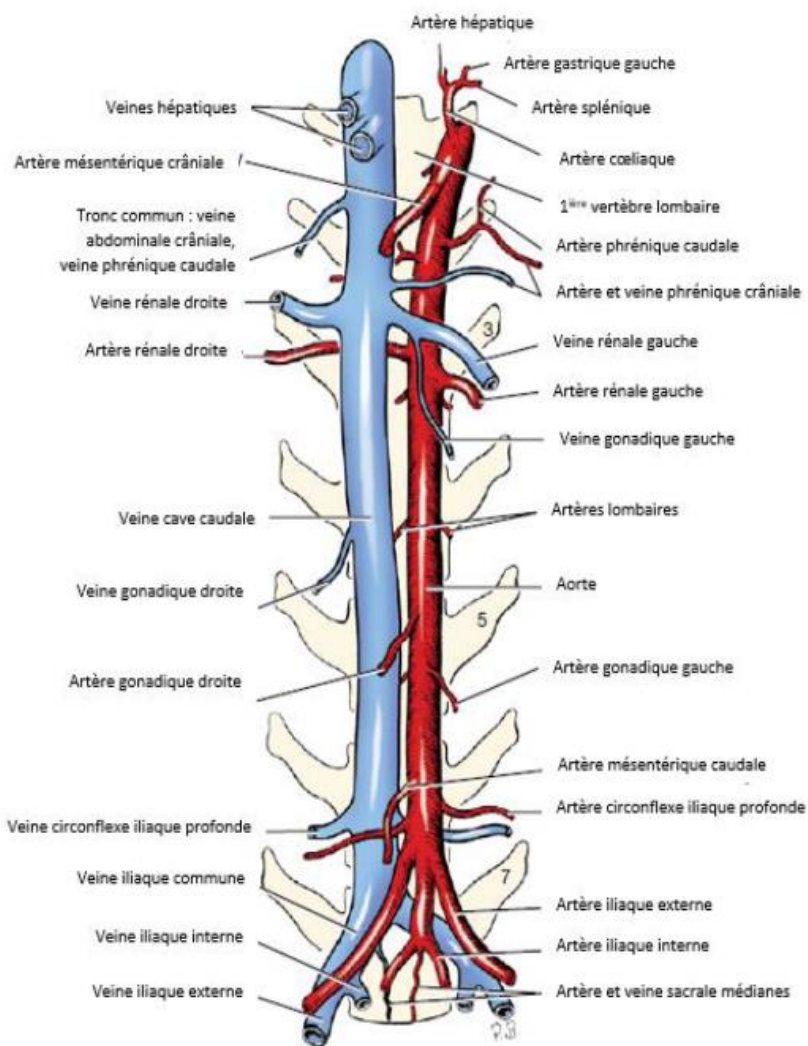


Figure 5: Schéma système veineux de la région lombo-sacrée. D'après Evans et DeLahunta(10)

4- Myologie vertébrale

a) Muscles de la paroi abdominale

En région abdominale caudale, les muscles constituant la paroi, du plus superficiel au plus profonds sont les suivants(11) :

- Le muscle cutané du tronc est le plus vaste et le plus épais des muscles cutanés. De par son étendue, il recouvre le muscle oblique externe
- Le muscle oblique externe, le plus superficiel et le plus vaste des muscles abdominaux. Il est très large et plat avec une partie charnue et une partie aponévrotique.
- Le fascia thoraco-lombaire est une lame fibreuse qui recouvre tous les muscles du rachis de la base de l'encolure au sacrum.
- Le muscle oblique interne est lui aussi composé d'une partie charnue et aponévrotique. Ces fibres sont orientées perpendiculairement à celles du muscle oblique externe et sont en direction ventro crâniale.
- Le muscle droit de l'abdomen s'étend du pubis au sternum. Les muscles droits droit et gauche sont séparés par la ligne blanche de l'abdomen.
- Le muscle transverse se trouve sous en partie le muscle droit de l'abdomen (pour en former la gaine) et principalement sous le muscle oblique interne.

b) Muscles de la région lombo-iliaque

Les muscles de la région lombo-iliaque peuvent être séparés en deux grands groupes : Les muscles épiauxiaux qui seront retrouvés dorsalement aux processus transverses et les muscles sous-lombaires qui sont ventraux au rachis (Figure 6)

Les muscles épiauxiaux regroupent :

- Le muscle multifide lombo-thoracique
- Le muscle erector spinae dont la partie indivise, la masse commune lombaire, est retrouvée vers la partie crâniale du bassin. Par la suite, ce muscle se divise en muscle épineux du thorax, muscle longissimus du thorax et muscle iliocostal.

Les muscles sous-lombaires regroupent quant à eux :

- Le muscle carré des lombes retrouvé en face ventrale des processus transverses des vertèbres lombaires. Il est composé de deux grands groupes de faisceaux : Latéraux et obliques. Ce muscle permet la flexion et la torsion de la colonne vertébrale.
- Le muscle du petit psoas, plutôt faible est situé sur le côté des vertèbres lombaires et généralement solidaires du fascia iliaca. Il est formé d'un corps charnu long semi-penné. Son corps charnu prend origine sur les derniers corps vertébraux thoraciques et sur les corps vertébraux lombaires pour se terminer sur la tubérosité du muscle petit psoas de l'os ilium. Il s'agit d'un muscle fléchisseur du bassin, torseur de la colonne et tenseur du fascia lata.

- Le muscle grand psoas est situé dorso latéralement au petit psoas. Il s'étend de la région lombaire à la partie proximale du fémur. Son corps est charnu, long et aplati dorso-ventralement. Il prend son origine sur la face ventrale des dernières côtes et des processus transverses lombaires et se termine sur le petit trochanter du fémur avec le muscle iliaque. Ce muscle est un fléchisseur de la cuisse sur le bassin, un fléchisseur de la région lombaire ainsi qu'un rotateur externe du rayon fémoral.
- Le fascia iliaca quant à elle est une lame fibreuse, assez mince, retrouvée à la face ventrale des muscles de la région lombo-iliaque.

L'ensemble des muscles sous-lombaires concourent à la flexion de la colonne vertébrale ainsi qu'à l'incurvation du corps de l'animal.

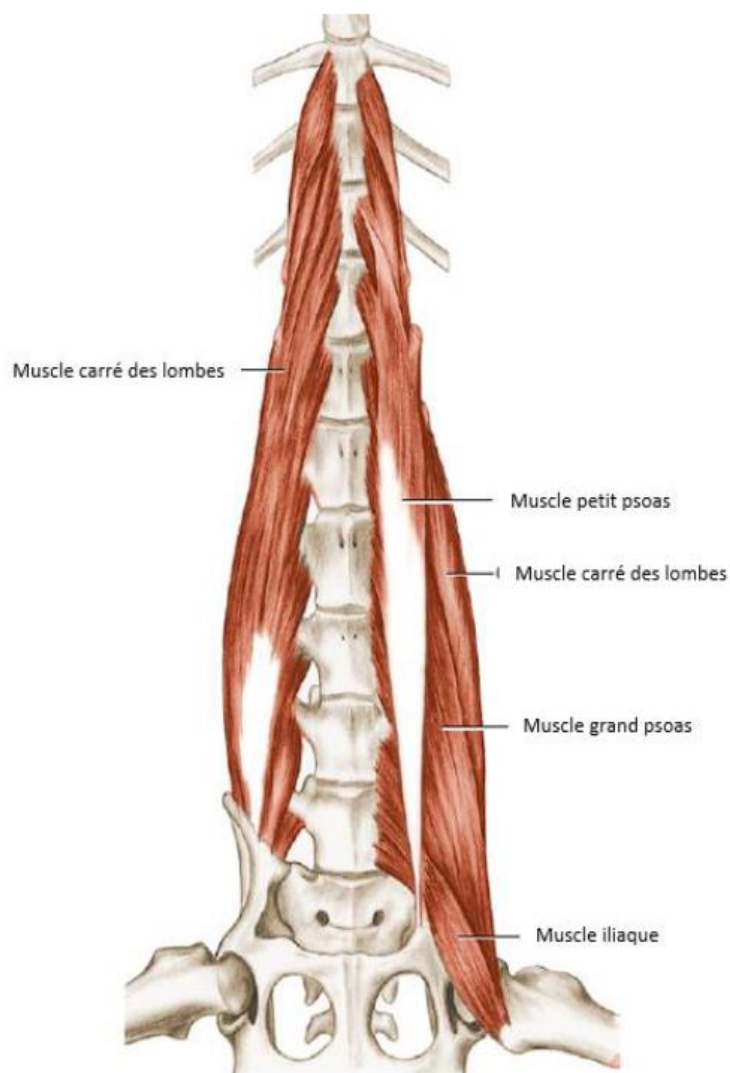


Figure 6: Vue ventrale des muscles sous lombaires d'après Baronne – Tome 1 Anatomie comparée des carnivores domestiques (7)

5- Neurologie

Au cours du développement chez le chien, la moelle épinière et la colonne vertébrale ne se forment pas à la même vitesse. Il en résulte donc un décalage entre le segment médullaire et la vertèbre correspondante, particulièrement marqué en région LS (Figure 7). En effet, la moelle épinière se termine de façon générale au niveau de la vertèbre L6. Par la suite, seul un ensemble de racines nerveuses issues des segments médullaires de L7, S1 à S3 et de Cd1 à Cd5 sont retrouvées dans le canal vertébral, constituant ainsi la queue de cheval. Cet ensemble de racines nerveuses permet l'innervation sensitive et motrice des membres pelviens. (12)

Au niveau de la jonction LS, les racines nerveuses du septième nerf lombaire vont être retrouvées. Ces racines vont donner naissance aux nerfs glutéaux crâniiaux et caudaux, aux nerfs tibiaux et aux composantes des nerfs sciatiques.

Le DIV quant à lui, n'est innervé qu'au niveau de l'anneau fibreux (AF) et plus précisément au niveau du tiers superficiel. Ce sont les rameaux du nerf méningé spinal qui sont responsables de l'innervation du ligament longitudinal dorsal et du DIV.

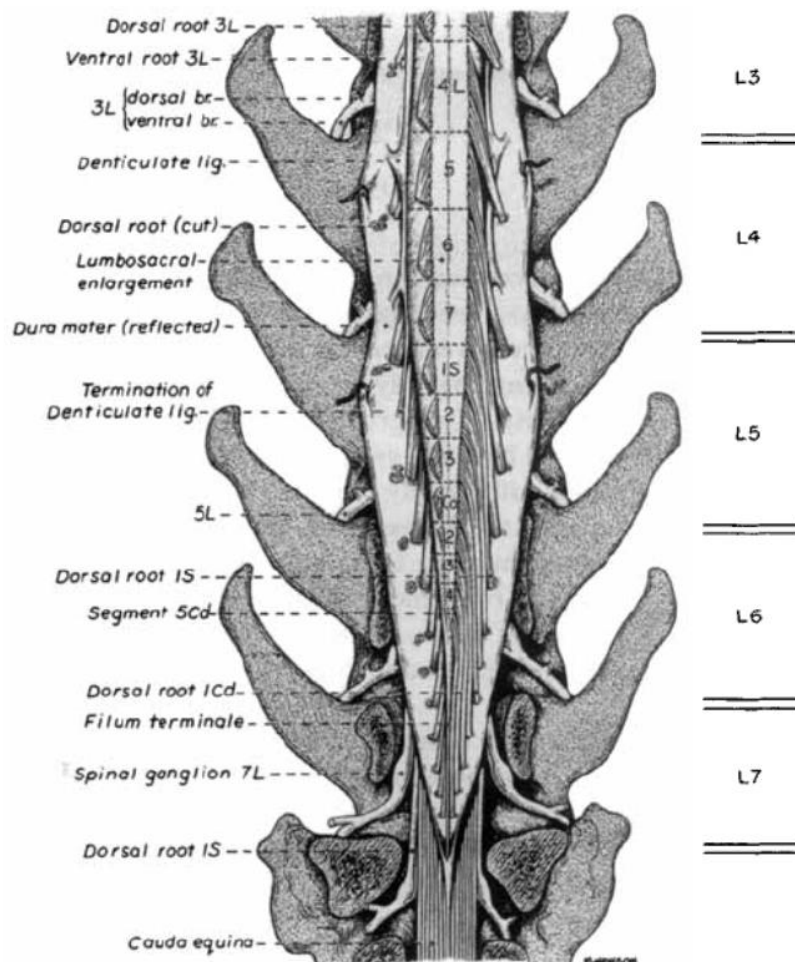


Figure 7 : Schéma de la queue de cheval chez le chien (13)

B) Anatomie fonctionnelle du disque intervertébral

1- Anatomie d'un disque sain

Le DIV est une lame épaisse, de forme elliptique en région LS, qui se situe entre deux corps vertébraux adjacents. La structure du disque n'est pas homogène et donne lieu à deux parties : le noyau pulpeux et le noyau fibreux.

a) Noyau pulpeux (NP)

Le NP est la partie centrale du DIV, il est toutefois excentré dorsalement à l'intérieur de l'AF. Il s'agit d'un sac ovalaire gélatineux composé à 80% d'eau et à 20% de fibres de collagène. Cette partie du disque est maintenue sous pression à l'intérieur de l'AF, la rendant ainsi peu compressible. La périphérie du NP possède néanmoins une structure se rapprochant de celle de l'AF.

Chez un jeune chien, le NP est extrêmement gélatineux. Avec l'âge, ce dernier perd en hydratation et devient plus fibreux, il s'agit d'une dégénérescence normale du disque. Chez les chiens chondrodystrophiques (CD), le NP aura tendance à être relativement fibreux (11) (Figure 8)

b) Anneau fibreux (AF)

L'AF est la partie périphérique du DIV qui emprisonne le NP. Il est constitué de fibres de collagène organisées en couches concentriques qui s'entrecoupent. Le tout est plongé dans un tissu cartilagineux hyalin mêlé de fibres élastiques.

Cette composition confère à l'AF une certaine souplesse mais aussi une très grande solidité dans l'articulation des corps vertébraux. La portion ventrale de l'AF est 1,5 à 3 fois plus épaisse que la région dorsale. Ceci explique le fait que le NP soit excentré dorsalement. De plus, cette différence d'épaisseur explique également pourquoi lors d'hernies discales la partie dorsale de l'AF est amenée à se rompre, comprimant ainsi la moelle épinière. (Figure 8)

c) Les plateaux cartilagineux (EP)

Chaque DIV est délimité rostralement et caudalement par des plateaux cartilagineux, qui sont des fines couches de cartilage hyalin recouvrant les épiphyses des corps vertébraux. Ces plateaux ont un rôle non négligeable dans la nutrition des DIV. (Figure 5)

L'union entre les différentes structures composantes le DIV est assurée par des liaisons entrelacées entre le NP, l'AF et les plateaux cartilagineux.

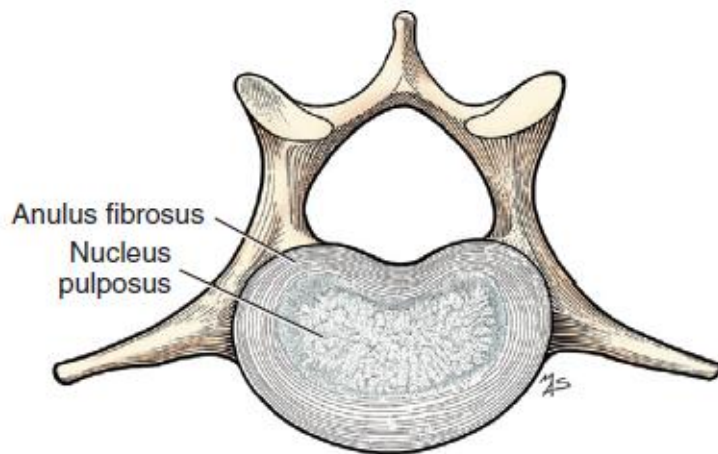


Figure 8: Disque intervertébral lombaire. D'après Evans et DeLahunta (2013) (10)

2- Contraintes mécaniques exercées sur le disque

a) Forces exercées sur un disque sain

Les DIV peuvent être comparés à des coussins d'eau qui transmet les forces entre les corps vertébraux et assure la mobilité ainsi que la stabilité du segment rachidien. Le DIV fonctionne en combinaison avec les ligaments de la colonne vertébrale. En effet, par la pression de gonflement exercée entre deux vertèbres adjacentes, le DIV crée une tension constante sur les ligaments spinaux, empêchant ainsi les déplacements non contrôlés. Cette caractéristique est principalement permise par le NP, constitué à 80 % d'eau qui joue le rôle de coussin hydraulique, responsable de la pression intra discale et une résistance aux forces de compression. (11)

L'AF qui entoure le noyau pulpeux, sert de renfort quand le disque est soumis à des contraintes mécaniques. Ainsi, les fibres le constituant interviennent lors des rotations, des mouvements de flexion/extension ou de compression.

Les PVs, grâce à leur teneur en eau sont également déformables. De ce fait, ils renforcent la pression de gonflement exercée par le NP, ce qui permet une meilleure stabilité et transmission des forces par les DIV.

Les DIV sont indispensables à la bonne réalisation des mouvements de l'axe rachidien. Ils permettent de compenser les pressions différentielles et assurent l'intégrité de la colonne vertébrale. (14) (Figure 9)

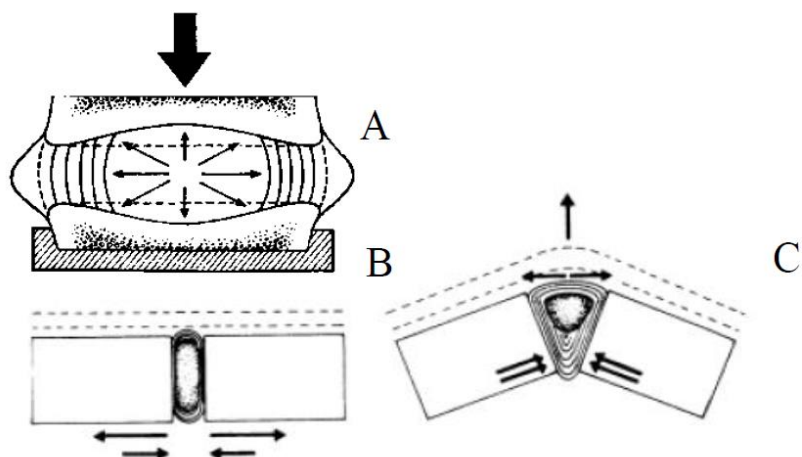


Figure 9 : Schéma des forces subies par les disques intervertébraux (15)

Sur la figure 9 : (A) Les flèches épaisses représentent les forces de compression du DIV, les flèches noires fines les forces de résistance du DIV. (B) Les flèches pleines symbolisent les tractions/compressions du DIV, les flèches en pointillés représentent la moelle épinière. (C) Les flèches pleines illustrent les forces de flexion de l'axe rachidien, les pointillés représentent la moelle épinière)

b) Forces exercées sur un disque dégénéré

Lors de la dégénérescence du DIV, le NP perd en hydratation, ses capacités de résistance aux forces compressives sont réduites. Par conséquent, les forces sont transférées à l'AF. Il en résulte une production compensatoire de fibres de l'AF, souvent illustrée par un gonflement du DIV vers l'extérieur. Ainsi, l'AF devient plus rigide et plus faible, ce qui détériore ses capacités à contenir le NP. La faiblesse de l'AF peut entraîner des déchirures où le NP pourra extruder et réduire davantage les fonctions du DIV.

La dégénérescence simultanée du NP et AF, entraîne une répartition inégale des forces sur les PVs, plus fragiles et donc moins résistants à la variation de contraintes, pouvant ainsi se fissurer.

Un déplacement de disque peut également se rencontrer lors d'un exercice ou d'un traumatisme. Il en résulte une extrusion abrupte du NP par l'AF en région dorsale ou dorsolatérale le plus souvent.

Concernant ce processus, une distinction peut être faite entre les races CD, qui rencontrent des anomalies d'ossification, et non chondrodystrophique (NCD). Une différence significative est rapportée quant à l'âge d'apparition, la prévalence et le déplacement du DIV. Ainsi, l'étiologique des facteurs entraînant le déplacement du DIV peuvent être différente entre ces deux groupes de chiens. (16) Par ailleurs, les modifications des propriétés viscoélastiques du disque se traduisent généralement par une extrusion du matériel discal après fissuration de l'AF chez les races CD. Chez les races NCD, une apposition de nouvelles fibres ou un déplacement de l'AF sont rencontrées.

3- Particularité de la région lombosacrée

Chez le chien, la particularité du DIV entre L7 et S1 réside dans la forme de ce disque. Ce dernier est particulièrement épais et concourt à la formation du promontoire. De ce fait, la répartition des forces à la surface du disque diffère en comparaison avec un DIV classique. Par ailleurs, la force de propulsion des membres pelviens est assez conséquente sur cette zone, ce qui augmente ainsi les risques de dégénérescence et de hernie du disque.

Une variation raciale est également à prendre en compte. Ce critère influence grandement la valeur de l'angle LS, donc la répartition des forces sur le DIV.

II- Les instabilités de la région lombosacrée : Etat de la question chez l'Homme et le chien

A) Pathologie de la région lombo-sacrée

1- Pathogénie

a) Chez le chien

La sténose lombo-sacrée dégénérative (SLSD) est un trouble multifactoriel provoquant une sténose du canal vertébral et la compression des éléments intra canaux et foraminaux de cette région. Comme pour tout phénomène arthrosique touchant une articulation, la jonction LS montre lors du SLSD une dégénérescence de l'ensemble de ses composants (disque, corps vertébraux, ligaments...)(1).

Toute affection préalable engendrant une modification anatomique (anomalie structurale héréditaire, dysplasie articulaire, ostéochondrose de S1, ...) mais aussi mécanique (instabilité articulaire, entorse, luxation, fracture, ...) peuvent être à l'origine d'un syndrome dégénératif et, secondairement, de ses symptômes neurologiques par compression médullaire et/ou radiculaire. (Figure 6)

Les mouvements de la région LS favorisent la dégénérescence du disque L7-S1. Cette affection se traduit par la dégradation des protéoglycanes qui composent le disque, par perte d'éléments nutritifs et d'eau. Cette déshydratation entretient le processus dégénératif et une perte de l'épaisseur du disque. De ce fait, les forces exercées sur le disque initialement en son centre deviennent périphériques. L'angulation des facettes articulaires peut entraîner une subluxation ventrale du sacrum qui provoque une compression dynamique (lors des mouvements) de la queue de cheval. Afin de compenser l'instabilité, une prolifération des tissus mous se met en place. Au niveau osseux, les plaques cartilagineuses s'épaississent par le biais de proliférations osseuses. Ce processus nuit à l'approvisionnement nutritionnel du disque entraînant un processus d'auto-entretien de la défaillance structurale du disque.

Il s'ensuit une perte de la hauteur du DIV et un gonflement par fibrose annulaire de l'AF, provoquant souvent une hernie discale de type Hansen II. Les réactions inflammatoires qui accompagnent ce processus, entraînent une angiogenèse au niveau de l'AF du disque qui contribuent à la douleur LS. (Figure 10)

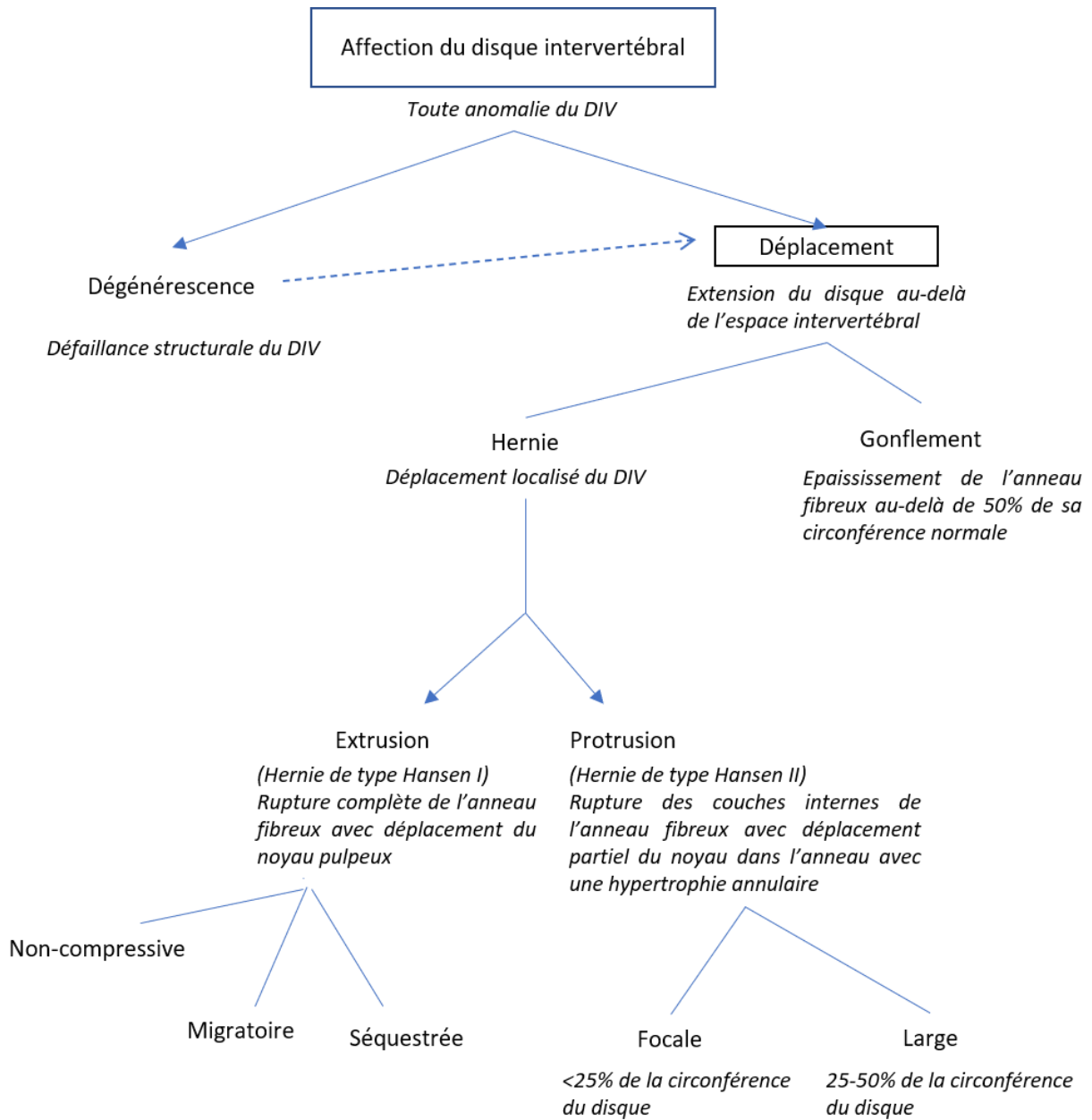


Figure 10: Arbre dichotomique des affections des disques intervertébraux (Dégénérescence et déplacement) (11)

b) Chez l'Homme

Chez l'Homme, la segmentation du rachis reste globalement la même que chez le chien, mais la colonne vertébrale se compose de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques et 5 vertèbres lombaires. Le canal vertébral protège la moelle épinière jusqu'aux vertèbres L1-L2 puis les nerfs spinaux constituant la queue de cheval plus caudalement.

Sur le plan dynamique, la partie lombaire soutient le reste de la colonne vertébrale et assure sa mobilité. C'est pourquoi, les plus grands degrés de liberté de mobilité sont présents en région cervicale et lombaire. De plus, du fait du caractère bipède de l'Homme, la zone lombaire joue un rôle dans la répartition des charges entre le bassin et le thorax. Les forces exercées sur les disques et les articulations diffèrent de celles du chien et sont donc dirigées verticalement sur la colonne vertébrale. Bien que les muscles spinaux permettent de soulager en partie les pressions exercées sur cette région du rachis, les pathologies dégénératives sont possibles en lien avec ces zones d'instabilités. (17)

La SLSD est également multifactorielle mais possède des composantes physique, psychique et émotionnelles contrairement à ce qui est usuellement décrit chez le chien. Lorsque cette affection se met en place, des troubles locomoteurs peuvent apparaître à la suite de la compression de la queue de cheval. Des dégénérescences discales ou productions osseuses expliquent les phénomènes de nociception et troubles neurologiques.

L'hypertrophie du ligament jaune (*flavum*) est également un élément important dans le développement de la sténose canalaire. Son hypertrophie aggrave aussi une sténose préexistante (18).

La sténose LS entraîne une diminution du débit de liquide céphalo-rachidien, qui représente environ 60 % de l'apport nutritionnel de la queue de cheval, et une augmentation de la pression veineuse. Dans un tel scénario, toute déformation concomitante de la colonne vertébrale compromet gravement les racines nerveuses et la moelle épinière, et exacerbe les symptômes neurologiques de la sténose lombaire.

c) Synthèse sur les affections lombosacrées

D'un point de vue anatomique, bien que les DIVs diffèrent, la survenue des dégénérescences LS sans troubles neurologiques ou nociceptifs est commune chez l'Homme et le chien. Les informations traitées dans les deux parties précédentes peuvent être synthétisées dans le tableau suivant (Tableau I) (19):

Tableau i: Comparaison de la physiopathologie de la sténose lombo-sacrée chez l'Homme et le chien

	Chien		Homme
Nom courant	Sténose lombo sacrée dégénérative (SLSD)		Sténose lombaire
Origine		Multifactorielle	
Etiologie		Mobilité de la région lombaire	
Prédisposition	Races CD Berger Allemands et chiens de travail		Mode de vie Activités
Posture	Quadrupédie		Bipédie
Variation	Angle LS Plaques de croissances chez le chien		Courbures de la colonne
Particularité	Prolifération osseuse et tissus mous DIV moins innervé Racines nerveuses « queue de cheval » en région LS		Vertèbres sans plaque de croissance avec plaques cartilagineuses plus épaisses Taille du canal vertébral plus important
Affection		5 stades de dégénérescence du disque décrits Perte de l'espace inter vertébral	
Répartition des forces	Forces horizontales formant une compression horizontale		Forces verticales : compressions dirigées vers le bas
Région	Jonction mobile		Lombaire : Forte incidence dégénérescence intervertébrale
Clinique	Troubles orthopédiques Troubles locomoteurs Déficits neurologiques	Douleurs	Déficiência sciatique Paralysie rare

2- Epidémiologie

a) Chez l'Homme

Du fait de sa complexité anatomique, des formations neurologiques qu'il renferme, des contraintes mécaniques quotidiennes qu'il supporte mais aussi du vieillissement physiologique de ses différentes structures, le rachis lombaire peut être atteint de nombreuses affections.

Ces dégénérescences sont le plus souvent rencontrées chez les individus âgés, chez qui les caractéristiques biomécaniques du disque sont modifiées. (20)

b) Chez le chien

La prévalence de la dégénérescence LS est plus importante chez les individus âgés et se rencontre plus fréquemment chez les mâles. Les chiens de grandes races, les Bergers Allemands sont prédisposés à ces affections.

Un autre facteur de risque important est une activité physique importante notamment retrouvée chez les chiens de travail.

La dégénérescence LS, les hernies discales de type Hansen II, la sténose osseuse, ainsi que les malformations vertébrales sont retrouvées chez le chat. (3)

c) Synthèse

Tableau ii: Comparaison de l'épidémiologie de la sténose lombo-sacrée entre l'Homme et le chien

	Chien	Homme
Âge	Moyen à âgé Âge moyen : 7 ans	Majoritairement entre 35-50 ans Touche 70% de la population globale
Sexe	Mâle	
Prédispositions	Raciale (grande race et berger Allemand) Vertèbre transitionnelle	Mode de vie Travail
Facteurs de risques	Chiens de travail	Canal lombaire étroit
Pathologies associées	Dégénérescences discales Production d'ostéophytes	Hernie discale Sténose du canal lombaire
Signes cliniques	Statiques ou intermittents Exacerbés à l'effort Pas de signes pathognomoniques	Atteinte pluri radiculaire LS Douleurs et déficits radiculaires Paralysie quadriceps avec disparition du réflexe tendineux rotulien Evolution lente et imprévisible Lombalgie

3- Diagnostic

Le diagnostic des dégénérescences LS reste similaire entre les chiens et l'Homme. Les signes cliniques ne sont pas pathognomoniques et ce sont donc les techniques d'imagerie qui permettent de déterminer l'étiologie de l'affection.

Cependant, pour avoir une plus grande sensibilité lors des examens d'imagerie, le scanner et l'IRM restent à privilégier. Ces techniques permettent la visualisation de la moelle épinière et d'objectiver une compression ou non de celle-ci.

Les clichés radiographiques, quant à eux, mettent en évidence les proliférations tissulaires ou osseuses lorsque le processus pathologique est avancé.

B) Traitements actuels

1- Traitement médical

Lors de SDLS le traitement médical est symptomatique et doit donc s'adapter au tableau clinique rencontré. La douleur est souvent le seul signe présent et doit donc être traitée par tous les moyens d'usages (anti-inflammatoire, analgésiques, physiothérapie, ...). En cas d'atteinte de la moelle épinière, le traitement médical vise également la douleur. Chez l'homme, la compression de la moelle épinière par la prolifération tissulaire et/ou osseuse, engendre une baisse du flux sanguin et une ischémie peut se mettre en place. Une reperfusion trop rapide des tissus libère des radicaux libres oxygénés, toxiques pour les tissus avoisinants.

Par ailleurs, lors de prise en charge médicale, la molécule et posologie varie en fonction du stade de l'affection (aiguë ou chronique).

En ce qui concerne l'utilisation des Anti-inflammatoires Non Stéroïdiens (AINS) chez le chien, des études ont démontrés que selon l'affection du disque, le type de médiation cellulaire, et donc le type d'inflammation diffère. Ainsi, l'efficacité de ces molécules diffère selon l'étiologie de l'affection. (11)

Tableau iii: Récapitulatif des traitements médicaux lors SDLS

Molécules	Physiopathologie	Propriétés utiles dans le cas de SDLS	Stade de l'affection
Stéroïdes	Inhibition des lipides de peroxydation Maintien de la perfusion tissulaire	Reperfusion de la moelle	Utilisation lors de crises aiguës
Anti-inflammatoire non stéroïdiens (AINS)	Action sur les COX 1 et COX 2 retrouvés dans la moelle épinière	Diclofénac : Réduction du dysfonctionnement des racines nerveuses Variations selon la sélectivité des COX	Suspicion atteinte DIV Inconfort de l'animal Signes aigus Déficits neurologiques légers
Paracétamol	Faible inhibiteur COX 1, 2, 3 (retrouvé dans le cerveau des chiens)	Analgésie et antipyrétique	Subaiguë
Myorelaxants	Préférentiellement antispasmodiques	Réduction des spasmes due à la compression des racines nerveuses	Affection installée avec compression chronique des racines nerveuses Jamais utilisés seuls
Opiïdes	Interaction avec récepteurs opioïdes du système nerveux central et périphérique	Blocage des informations nociceptives, permet analgésie	Utilisation lors de douleurs importantes
Gabapentine	Bloque libération de calcium, libérateur de neurotransmetteurs excitateurs	Réduction douleurs neuropathique	Utilisation lors de douleurs chroniques
Amantadine	Bloque N-méthyl-dasparate (NDMA) récepteur de glutamate	Réduction hyperalgésie et sensibilité par association avec un autre analgésique	
TCAs	Divers mécanismes dont inhibition du recaptage de la norépinéphrine et synthèse sérotonine	Analgésie	Douleurs chroniques

Indépendamment du protocole analgésique choisi, le repos strict reste primordial dans la gestion des chiens suspectés d'avoir une atteinte du disque intervertébral.

De façon plus anecdotique, des traitements neuroprotecteurs sont mis en place, afin de permettre la remyélinisation des formations nerveuses touchées par une hernie discale.

2- Traitement chirurgical

a) Indications

Le traitement chirurgical est proposé lorsque les examens d'imagerie mettent en évidence une compression majeure des formations neurologiques (par le disque, par l'instabilité...) en l'absence d'amélioration suite à la prise en charge médicale. L'intensité de la douleur et la présence de déficits neurologiques sont deux points qui orientent vers une prise en charge chirurgicale.

Le mode de vie, que ce soit chez l'Homme ou l'animal est aussi une composante déterminante dans la proposition de traitement. En effet, chez les individus ne pouvant pas se mettre au repos durant une période suffisamment longue, le traitement chirurgical sera conseillé.

Par ailleurs, la douleur et la tolérance du patient influenceront également le choix de traitement. La phase de réhabilitation et de repos post-opératoire sont des étapes primordiales, nécessitant une bonne observance afin que l'intervention puisse être totalement efficace.

b) Principe des techniques chirurgicales existantes

Dans la plupart des hernies discales, le matériel discal intra canalaire est situé en face ventrale, ce qui provoque par effet de contre-appui, une compression dorsale de la moelle contre le plafond du canal vertébral.

La moelle épinière est très peu mobile au sein du canal de par le tissu conjonctif qui la relie aux osseuses adjacentes mais également en raison des racines nerveuses qui en émanent et cheminent dans les foramens intervertébraux. De plus, la moelle est une structure souple qui se déforme lors de la présence d'une masse.

Le but de l'intervention chirurgicale est principalement de décompresser les formations nerveuses intra-canales, dans l'espoir de limiter les lésions sur celles-ci et d'éviter une paralysie définitive. Cette décompression s'effectuera en retirant les proliférations osseuses et hypertrophies des tissus mous corrélés à l'affection.

Avant de commencer toute intervention, il est primordial pour le chirurgien d'avoir localisé le site de la lésion à l'aide d'acquisitions effectuées par diverses techniques d'imagerie. Le scanner avec injection de produit de contraste est l'outil le plus couramment utilisé.

Chez le chien, les principales techniques utilisées sont les laminectomies dorsales qui seront détaillées un peu plus loin. Chez l'Homme, comme chez le chien, la discectomie qui consiste à retirer une partie du matériel discal est également adoptée.

C) Les techniques chirurgicales existantes chez l'Homme et le chien

Le choix de la technique chirurgicale et de la voie d'abord reposent principalement sur l'emplacement de la lésion et le jugement du chirurgien pour accéder à la région en minimisant le risque de morbidité.(3)

En médecine humaine, ces techniques chirurgicales font partie du premier temps opératoire, c'est-à-dire de la décompression des structures médullaires avant la mise en place de dispositifs médicaux implantés en vue d'une distraction et stabilisation. Cette partie sera abordée dans un second temps.

1- La laminectomie dorsale

Le principe de la laminectomie dorsale repose sur le retrait du plafond du canal rachidien, ce qui permet une décompression dorsale de la moelle épinière. De plus, cette approche donne la possibilité de traiter partiellement la hernie discale souvent associée à la SDLS, mais en mobilisant les racines de la QC présentes.

La décompression s'effectue en regard des deux tiers caudaux de la vertèbre L7. Pour la vertèbre S1, la lame doit être retirée le plus latéralement possible afin de ne pas léser les racines nerveuses S1. Les limites latérales sont définies par la face médiale des processus articulaires caudaux. Le retrait s'effectue jusqu'à la visualisation du tissu nerveux non comprimé. (Figure 11)

Deux principaux risques sont rencontrés lors de cette intervention. Une laminectomie trop peu étendue serait inefficace avec une compression de la moelle osseuse toujours présente. En revanche, une laminectomie trop large ou un retrait des processus articulaires engendre une importante déstabilisation de l'articulation.

Cependant, si une hernie discale latérale est associée à la compression de la moelle, un retrait du processus articulaire de L7 peut être nécessaire au prix d'une forte déstabilisation.

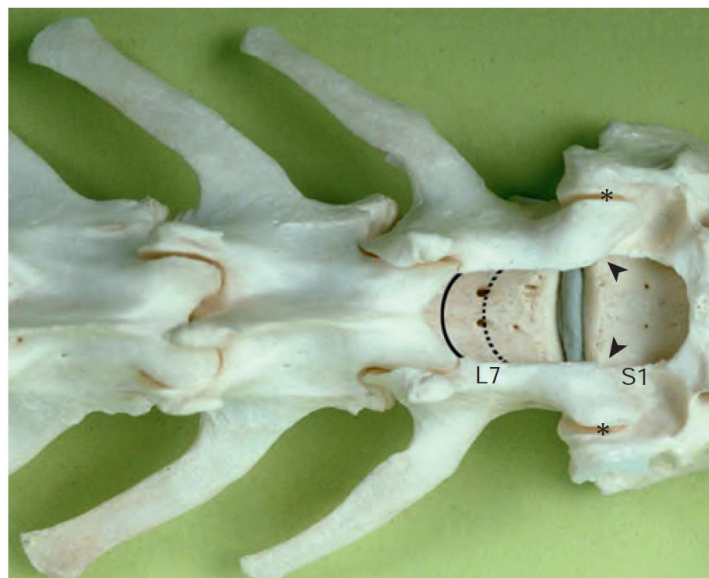


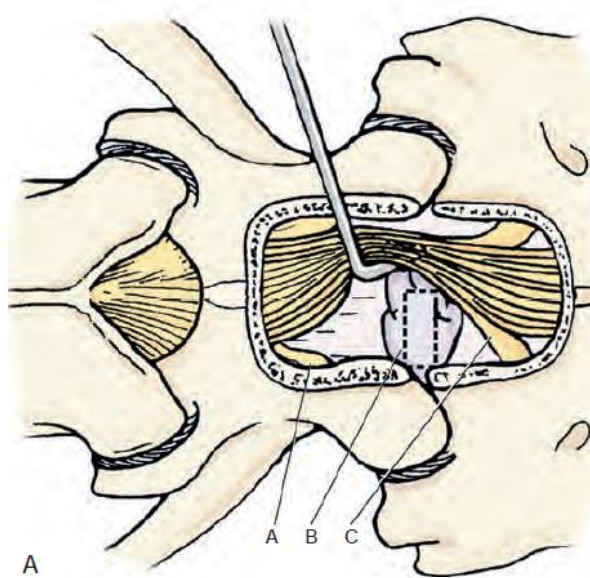
Figure 11: Vue dorsale d'une laminectomie sur support osseux d'après Tobias 2012(3).

2- La discectomie

La discectomie correspond au retrait du disque. La fenestration correspond à un retrait rectangulaire du matériel vertébral au niveau de l'AF du disque. (Figure 12)

La nuance entre la discectomie et la fenestration, repose sur le retrait du NP au cours de l'intervention. Tout ceci dans le but d'effectuer un retrait dorsal du matériel discal ectopié.

Lors de cette intervention, des prélèvements du disque peuvent être effectués en vue de faire une culture bactérienne. Un des points importants lors du temps opératoire est de prêter attention au plexus veineux vertébral.



A : Racine nerveuse de L7

B : Fibrose annulaire avec prolifération de tissus mous

La partie en pointillés représente la zone de fenestration.

C : Racines nerveuses dorsales

Figure 12 : Schéma du principe de discectomie dorsale. Extrait Tobias 2012 (3)

3- La foraminotomie

Le principe de la foraminotomie est d'agrandir le foramen intervertébral, dans le but de décompresser la racine du nerf rachidien L7, à la sortie de son foramen. Cette technique chirurgicale peut être complétée avec une laminectomie dorsale.

Lorsque l'abord se fait par voie dorsale, à la suite d'une laminectomie dorsale, l'ouverture du foramen se réalise par voie intra-canaulaire. Des abords paramédiaux, et transiliaques ont été décrits afin d'aborder respectivement le foramen par l'extérieur ou au travers de l'ilium.

L'atout majeur de la foraminotomie est de laisser intact le processus articulaire dorsal et sauvegarder sa stabilité.

L'ensemble des techniques chirurgicales décompressives sont résumées dans le tableau IV.

Tableau iv: Récapitulatif des principales techniques chirurgicales dans la gestion des SDLS

Technique chirurgicale	Voie d'abord	Principe	Avantages	Inconvénients	Spécificité
<i>Laminectomie</i>	Dorsale	Décompression dorsale	Abord à distance des formations nerveuses et vasculaires	Augmentation de l'instabilité Accès dorsal aux formations nerveuses qui doivent être mobilisées pour être décomprimées	Chien Homme
<i>Fenestration</i>	Dorsale Ventrale Latérale	Retrait d'une partie de l'AF	Retrait de la hernie discale en mobilisant moins les formations nerveuses	Instabilité plus accrue Accès peu compatible à la région LS	Chien
<i>Discectomie</i>	Dorsale	Retrait fibrose annulaire dorsale + NP	Retrait de la hernie discale	Risques hémorragies et toucher racines nerveuses Instabilité	Chien Homme
<i>Foraminotomie</i>	Latérale Dorsale à la suite de laminectomie	Agrandissement foramen intervertébral	Pas d'impact sur les processus articulaires	Difficultés pour visualiser les structures anatomiques	Plusieurs abords décrits chez le chien

D) Techniques de stabilisation

La prise en charge chirurgicale de la sténose LS reste en débat chez le chien. Bien que la laminectomie permette une décompression de la moelle épinière, la question reste entière concernant ou non une mise en traction (appelée distraction en anglais) et stabilisation de la jonction LS. Plusieurs techniques existent d'ores et déjà. Elles reposent sur l'utilisation de matériel tels que les vis ou dispositifs intervertébraux.

1- Principes de la stabilisation

Le principe de la distraction/stabilisation est de repositionner l'articulation intervertébrale dans une position normale (et limiter la compression des processus dégénératifs) puis la fixer ainsi pour obtenir une fusion (arthrodèse) définitive. Une mobilité excessive de l'articulation LS engendre des processus dégénératifs tels que l'hypertrophie ou la prolifération des processus articulaires et du ligament jaune, la dégénérescence du disque intervertébral. Ces lésions entraînent de nouveau une compression de la moelle épinière.

Actuellement, la décision de stabiliser ou non la jonction intervertébrale dépend du chirurgien, par rapport aux résultats d'imagerie et des signes cliniques pré-opératoires.

D'un point de vue méthodologique, la mise en traction se fait à l'aide d'un matériel ancillaire, jusqu'à ce que les processus articulaires soient de nouveau en position physiologique.

2- Méthodes de stabilisation les plus employées actuellement

a) Arthrodèse par vissage facettaire

Les vis sont placées au travers des processus articulaires caudaux de L7 et vissées dans ceux de S1. Celles-ci devront être orientées ventro-latéralement par rapport au plan sagittal. (Figure 13)

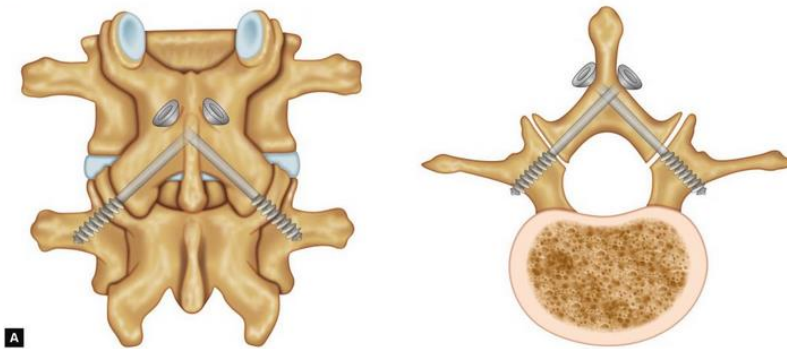


Figure 13 : Schématisation de l'arthrodèse par vissage facettaire (21)

b) Arthrodèse par montage « piloti » à l'aide de vis et de ciment PMMA

L'arthrodèse est une méthode qui vise à immobiliser l'articulation. Pour se faire, des vis sont insérées de part et d'autre des corps vertébraux. Du polyméthacrylate de méthyle (PMM) est ensuite employé pour inclure les têtes de vis de part et d'autre de l'articulation.

Les principaux inconvénients de tels dispositifs sont d'augmenter le temps opératoire, de ce fait les risques de complications. Des échecs d'implantation où des fractures des processus articulaires sont également rapportées. (22) (Figure 14).



Figure 14 : Radiographies post-opératoire d'une arthrodèse par vissage facettaire et cimentage (23)

c) Cages intervertébrales

En supplément de la stabilisation obtenue à l'aide d'une arthrodeuse, le maintien de la distraction peut aussi se faire à l'aide d'une cage. Ce dispositif est implanté entre les vertèbres L7 et S1 afin de restaurer l'espace intervertébral. (Figure 15)

La cale la plus utilisée lors des chirurgies vétérinaires est la cage SynCage DePuy Synthes.

Cependant, comme toute intervention, les complications restent nombreuses. En effet, un mauvais positionnement de la cale intervertébrale engendrera la compression des formations nerveuses. Par ailleurs, la fusion osseuse est un procédé difficile à obtenir. Dans certains cas également, une répercussion peut se constater au niveau des vertèbres L6-L7 qui subissent à leur tour des compressions, par effet « domino ».

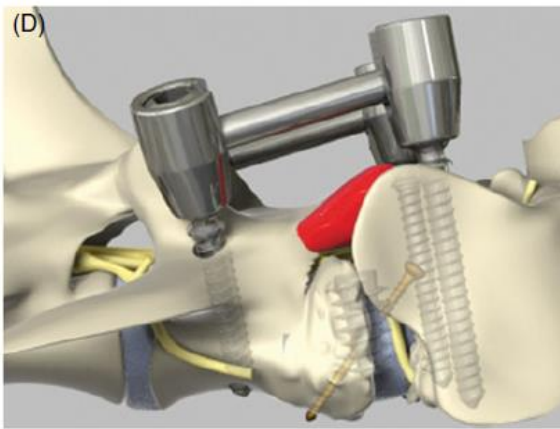


Figure 15: Modélisation d'une stabilisation/distraktion (11)

3- Les techniques de stabilisation chez l'Homme.

En médecine humaine, la prise en charge des SDLS est similaire en ce qui concerne le traitement médical. En effet, le but reste le même, à savoir la prise en charge de la douleur et la réduction de l'inflammation. Cependant, une gestion sur le long terme par une rééducation intensive existe également chez l'Homme. D'un point de vue chirurgical, les lombalgies chroniques sont prises en charge avec diverses méthodes. (24)

a) Les techniques de fusion

Les techniques qui reposent sur la fusion lombaire, se distinguent par leur voie d'abord et les dispositifs mis en place :

- La fusion postéro-latérale instrumentée ou non
- La fusion intersomatique par voie postérieure (PLIF) ou par voie transforaminale (TLIF) ou voie antérieure (ALIF)
- Fusion circonférentielle par double abord (antérieur et postérieur)

Avec les données actuelles disponibles, aucune méthode n'est favorisée par rapport à une autre, les résultats restent en effet similaires.

Le désavantage de cette méthode repose sur les risques de dégradation du segment transitionnel qui ne sont pas négligeables.

L'utilisation de cales intervertébrales est également nécessaire en humaine. Une greffe osseuse s'effectue également autour de la cale afin de stimuler la création osseuse.

b) Les techniques de non-fusion

D'autres méthodes dites de non-fusion sont possibles avec deux distinctions :

- Les systèmes qui utilisent des prothèses (discales ou facettaire)
- Les systèmes de stabilisation dynamiques sur vis pédiculaires ou sur systèmes inter épineux

L'orientation vers une méthode de fusion ou de non-fusion repose principalement sur les signes cliniques. En effet, les prothèses discales sont indiquées chez les patients qui rencontrent des douleurs au bas du dos et/ou de la jambe, une discopathie dégénérative. L'absence de réponse au traitement conservateur au bout de 3 à 6 mois est également un critère d'orientation vers l'intervention chirurgicale. D'après les données de littérature, les prothèses discales semblent davantage prendre en charge la douleur en plus de restaurer la fonction du disque. Par ailleurs, la préservation prothétique de la mobilité segmentaire intervertébrale permettrait d'éviter l'apparition de syndromes néo charnière. (25)

Les prothèses discales les plus courantes en chirurgie humaine sont les prothèses la Maverick ou la Charité. Toutes les deux composées par deux plateaux de CoCrMo recouverts de titane.

En raison du manque d'évaluation dans la littérature actuelle, les systèmes de stabilisation dynamiques sont peu recommandés par la profession. Le tableau V résume les techniques de stabilisation utilisées chez l'Homme et les carnivores domestiques.

Tableau v: Récapitulatif des méthodes de stabilisation entre carnivores domestiques et humaine

	Carnivores domestiques	Humaine	Avantages	Inconvénients
Technique de fusion	Vis vertébrales Ajout de PMM ou tige en titane en abord dorsal Ajout éventuel d'une cage intervertébrale (SynCage DePuy Synthes)	Vis pédiculaire poly axiale reliées ou non avec des tiges en titane Cage intervertébrale	Stabilisation des vertèbres adjacentes à la compression	Risque de dégradation du segment transitionnel
Technique de non-fusion	Non décrite	Prothèse intervertébrale : la Maverick, la Chairité ou	Restauration de la hauteur discale et meilleure distraction	Réduction mobilité des disques sus et sous-jacents à la prothèse Dégradation facettes articulaire postérieur

Une nuance est à prendre en compte pour la suite de cette étude. Les cales intervertébrales sont des dispositifs placés entre deux vertèbres afin de restaurer la hauteur du disque intervertébral. Par ailleurs, la cale va permettre une fusion des vertèbres et même favoriser la prolifération osseuse dans le cas de greffe.

La prothèse discale est quant à elle, un dispositif également placé entre deux vertèbres qui permettra également la restauration de la hauteur discale. Cependant, la prothèse aura également pour but de conserver la fonctionnalité du disque et ainsi permettre une certaine mobilité.

Partie II : Elaboration de l'implant de stabilisation intervertébrale lombo-sacrée patient spécifique

I- Définition du besoin lié à l'implant

A) Traduction du besoin en fonctions principales

Les fonctions principales regroupent les services que devront rendre le dispositif intersomatique, justifiant sa création.

Dans le cas de l'implant intervertébral, les fonctions souhaitées se basent sur la volonté de décompresser la moelle épinière à la suite d'affections énoncées dans la partie précédente et d'assurer la pérennité de l'intervention grâce à la stabilisation des vertèbres L7 et S1. L'évaluation de ces fonctions a été effectuée à l'aide de critères, propres à chacune des fonctions que doit remplir l'implant.

Le retrait d'une partie du matériel discal permet dans un premier temps la décompression de la moelle épinière. Après cette intervention, en découlent alors deux problématiques : un espace intervertébral dépourvu de matériel discal en région ventrale ainsi qu'une augmentation de l'instabilité entre les corps vertébraux. Le dispositif implantable doit corriger le déséquilibre et restaurer l'espace intervertébral afin de retrouver le plus possible des conditions physiologiques.

La technique chirurgicale pour la mise en place de l'implant doit être accessible. Ainsi, des essais sur cadavre sont nécessaires afin d'estimer la faisabilité de l'intervention. Cette performance a quant à elle, une flexibilité très faible, une possible redéfinition de l'attente sera possible, uniquement si une solide contrepartie est trouvée.

B) Traduction du besoin en fonctions secondaires

1) *Identification des difficultés en lien avec le besoin énoncé*

a. Traduction des difficultés en fonction contraintes

Les fonctions contraintes regroupent l'ensemble des éléments qui limitent les degrés de liberté de la cale intervertébrale.

La première contrainte à laquelle devra répondre l'implant, est l'utilisation d'un matériel biocompatible afin de réduire tant que possible les réactions indésirables ou de rejet. Les recherches bibliographiques et des normes ISO orientent le choix du matériau vers du titane. (26) (27)

Le nombre de points d'ancrage du dispositif sera quant à lui déterminé à l'aide d'essais mécaniques. L'idée est d'assurer la solidité de fixation de l'implant suffisamment longtemps pour que l'arthrodèse par ostéo-fusion se fasse entre les deux vertèbres adjacentes.

En ce qui concerne la fixation de l'implant, le choix s'est porté sur la mise en place de vis verrouillées divergentes bi-corticales afin de limiter l'arrachement. Les angles de divergences auront aussi pour but d'augmenter la longueur de la vis insérée dans l'os. La validation de ces critères a été effectuée à l'aide d'essais biomécaniques. Pour l'ensemble des critères qui viennent d'être énoncés, aucune flexibilité ne sera permise.

La mise en place de l'implant s'effectue via un abord ventral, par une méthode chirurgicale préalablement décrite (5). La validation de cette technique, dans le cas particulier de l'implant a été effectué à la suite des essais sur cadavres.

L'implant intervertébral aura pour but d'aboutir sur le long terme à une arthrodèse. Les efforts appliqués sur la cage dépendront des forces exercées sur la zone du rachis en fonction du mouvement ou de la locomotion. Des essais mécaniques seront effectués en ce sens afin de recréer les contraintes articulaires in vivo et déterminer la plasticité et l'élasticité de l'implant.

Le retrait du matériel discal au cours de l'intervention créé un espace d'encombrement, défini par la nature de l'affection et le design de l'implant. La taille de la partie intervertébrale et la vérification de l'insertion sur cadavre, permettent d'évaluer cette fonction.

La singularité de dispositif réside également dans l'adaptation de ses caractéristiques selon l'anatomie propre de l'individu. Cette contrainte est gérée à l'aide de la conception assistée par ordinateur, notamment à l'aide de mesures sur images scanner.

La résistance des matériaux utilisés pour la fabrication est essentielle pour assurer la longévité du système. En effet, une arthrodèse est souhaitée avant que la rupture de l'implant ne se fasse. Des essais à la suite de la stérilisation seront donc effectués pour répondre à cette contrainte.

D'un point de vue plus général, des retours à la suite des poses d'implant permettraient d'objectiver la facilité d'emploi ainsi que la technique chirurgicale en elle-même.

b. Identification des difficultés

i. Technologiques

Le dispositif implantable doit offrir une résistance biomécanique correcte, permettre la fusion entre les deux corps vertébraux adjacents et favoriser la récupération à la suite de l'intervention chirurgicale. L'idée ici est d'obtenir une arthrodèse des vertèbres afin de récupérer les fonctions de la colonne vertébrale. (12)

La région LS est singulière car naturellement dotée d'une instabilité entre les vertèbres L7 et S1. La zone est également soumise aux forces de propulsions des membres pelviens en plus des mouvements du rachis.

Ainsi, le matériau qui constitue l'implant doit être biocompatible, permettre l'ostéo-fusion des corps vertébraux et supporter les forces biomécaniques de la région d'intérêt. La résistance à la fatigue et la ténacité de l'implant doivent permettre la fusion entre les deux vertèbres adjacentes. (28)

Historiquement, les métaux inoxydables sont utilisés comme métaux de remplacement des composants structuraux du corps humain. Le PEEK (polyétheréthercétone) est quant à lui, un matériau utilisé lors de la production de dispositifs implantables. Cependant, ses propriétés hydrophobes et sa surface lisse ne confèrent pas une bonne ostéo-conductivité (29). La porosité de l'implant est un point important est également un critère à prendre en considération pour permettre une bonne ostéo-fusion. (30)

Le choix s'est donc orienté vers du titane et ses alliages, par rapport à sa résistance à la corrosion et sa biocompatibilité(27). De plus, ses propriétés de bio-intégration et de qualité imagerie sont primordiales pour les traitements de la zone considérée. (31)

Le mode de fabrication de l'implant s'est orienté vers une méthode d'impression 3D. Chez l'Homme, les interventions au niveau du rachis ne sont pas sans risques et souvent sujettes à des complications. La défaillance du matériel est également une cause d'échec du traitement. La production additive permet une amélioration de la planification préopératoire, une approche chirurgicale nouvelle et la conception d'outils et implants spécifiques au patient. A l'aide d'une conception assistée par ordinateur, le prototypage et la production de l'implant sont rapides. (32)

ii. Chirurgicaux

Le design de l'implant est divisé en deux grandes parties :

- La partie intervertébrale qui remplacera la portion de disque retiré en vue de la décompression de la moelle épinière
- Le socle d'attache qui permet une fixation de l'implant sur les corps vertébraux de L7 et S1, permettant ainsi l'arthrodèse.

L'abord chirurgical ne peut donc se faire par voie dorsale mais par un abord ventral. Cette technique chirurgicale permet de dégager la partie ventrale des corps vertébraux. (5)

Les chiens doivent être placés en position dorsale avec les postérieurs en extension. Une incision allant de l'ombilic au pubis est effectuée. Les petits intestins ainsi que le côlon descendant sont rétractés à gauche. La vessie quant à elle est repositionnée caudalement.

Chez les mâles, l'incision s'effectue médialement au fourreau. Chez les femelles, l'utérus est rétracté caudalement, avec la vessie.

Une fois les organes réséqués, les structures vasculaires doivent être isolées. L'aorte abdominale est à isoler à la hauteur de L6. L'aorte et la veine cave caudale sont à ligaturer avec l'artère et la veine iliaque profonde.

Après ces étapes, la jonction LS devient accessible avec une possibilité d'intervention pour retirer la partie ventrale de l'AF ainsi que le noyau pulpeux. La quantité de matériel discal à retirer est à déterminer en préopératoire. Par ailleurs, la longueur des pattes d'attache de l'implant a été déterminée en se basant sur cette étude.

iii. Cliniques

Les attentes en post-opératoire d'une telle intervention reposent sur la décompression de la moelle épinière et la stabilité vertébrale. Ceci aura pour but la réduction de la douleur et la récupération d'une partie ou idéalement de la totalité des fonctions neurologiques du patient. L'utilisation d'un implant intervertébral permet une pérennité de l'intervention. En effet, la distraction des corps vertébraux est maintenue par la partie intervertébrale du dispositif, qui assure la décompression.

La stabilité du dispositif et l'arthrodèse sont permises par les pattes d'attache et les vis verrouillées. La résistance de l'implant est souhaitée jusqu'à ce que l'ostéo-fusion soit suffisante à elle seule pour assurer l'arthrodèse naturelle.

Des études comparatives entre la prothèse discale lombaire et l'arthrodèse lombaire antérieure chez l'Homme à court terme sont encourageantes concernant l'utilisation de dispositifs intersomatiques dans la gestion des dégénérescences lombaires. L'efficacité est cependant meilleure pour la prothèse lombaire. (33). Les critères d'évaluation utilisés reposent sur les questionnaires d'Oswesrty, qui évalue les symptômes et la sévérité de la douleur chez les patients, ainsi que l'Echelle Visuelle Analogique, qui est une auto-évaluation de la douleur des patients.

2) Recherche d'antériorité

a. Région lombo-sacrée

iv. Chez l'homme

Les deux outils utilisés pour la gestion des dégénérescences discales sont les prothèses discales et l'arthrodèse lombaire. L'arthrodèse antérieure est la méthode la plus communément utilisée (34). D'un point de vue clinique, les arthrodèses et arthroplasties permettent une nette amélioration en post-opératoire.

Les principaux objectifs relatifs à l'utilisation de dispositifs intersomatiques, à la suite de la décompression de la moelle, sont de restaurer l'espace intervertébral initial et de stabiliser les deux vertèbres adjacentes. Tout ceci dans le but de garantir une meilleure réussite et pérennité de l'intervention. Une des étapes primordiales dans la prise en charge des dégénérescences des disques est la sélection des patients selon des critères précis (35). Selon la pathologie ou l'état d'avancement de celle-ci, l'intervention s'orientera vers une arthrodèse ou une arthroplastie.

Le choix du dispositif va dépendre de la voie d'abord et de la technique chirurgicale souhaitée. Par ailleurs, la gravité de l'affection, l'étendue de la dégénérescence (hernie discale à un ou deux niveaux) ainsi que la spondylose causant une radiculopathie, une myélopathie ou les deux sont des éléments qui orientent également le choix de l'implant.

Le tableau VI qui suit synthétise les principaux dispositifs utilisés en humaine dans la prise en charge des dégénérescences discales. De nombreuses entreprises proposent désormais des implants, ce qui augmente le champ des possibilités.

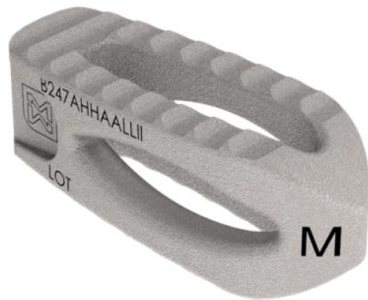
Tableau vi : Principaux dispositifs utilisés en région LS chez l'Homme

Dispositifs	Propriétés	Région du rachis	Technologie
Charité III, De Puy Spine 	Prothèse discale Arthroplastie	Lombaire : L4 à S1	La plus utilisée. Soulagement de la douleur à court et moyen terme similaire à la fusion. (36)
Cages intersomatiques KLA® en peek (Scient'x, Guyancourt France) 	Arthrodèse lombaire + greffons crête iliaque homolatérale stabilisé par plaque vissée titane en compression	Cervicale lombaire	et Arthrodèse ventrale. (33)
Maverick 	Fusion intersomatique Arthroplastie lombaire	Zone lombaire : L4 à S1	Efficace pour les discopathies à un niveau.
Pro Disc II 	Arthrodèse		Meilleur soulagement à la douleur que la fusion à court terme. (37)

D'autres dispositifs sont disponibles pour la prise en charge des affections lombaires chez l'Homme mais leur utilisation est moins fréquente. (Mobidisc, Acroflex).

De nombreuses études mettent en évidence une amélioration des signes cliniques en post-opératoire avec une reprise de l'activité à mi-temps voire plein temps à l'issue de l'intervention chirurgicale. Cependant, dans le rachis humain, la zone lombaire est celle qui subit le plus le poids. La problématique repose donc sur la vitesse d'usure des implants. Les études actuelles traitent des effets à court terme et non au long terme, en raison de la modernité de cette prise en charge.

Plus récemment, des cages intersomatiques patients spécifiques ont été mises sur le marché en humaine. La première production additive et pose d'implant vertébral revient au groupe français Medicea en 2014. Les avantages de cet implant sont de s'adapter parfaitement à son espace d'insertion, en prenant appui sur les plateaux vertébraux malgré l'irrégularité de ceux-ci. La hauteur discale et les degrés de lordose furent réglés tels que cela avait été planifié avant l'opération. (Figure 20).



Titane

Technique Insert & Rotate

24x10mm / 28x10mm /
32x10mm

Figure 20 : Première cage intersomatique impression 3D en titane IB3D TO de Medicea

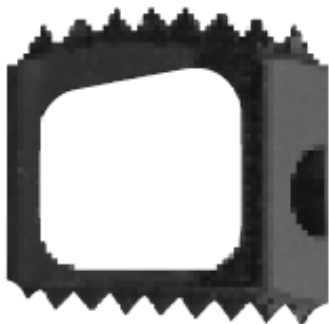
Depuis, plusieurs sortes d'implants patients spécifique imprimés en 3D sont disponibles, variant selon la voie d'abord et le type d'intervention chirurgicale réalisée. En effet, il est désormais possible d'aller jusqu'à un remplacement total de CV à la suite d'une corpectomie. (38)

Bien que la production additive soit récente, les implants chirurgicaux imprimés en 3D ont démontré une utilité considérable lors de la prise en charge d'affection rachidienne complexe. De plus, des résultats encourageants ont été rapportés par les patients et les chirurgiens. (39) Cette technologie permet une restauration anatomique non pathologique et réduit le temps opératoire. (40)

v. Chez le chien / chat

Chez les patients canins, la prise en charge des SDLS peut se faire en utilisant des dispositifs intersomatiques. Les cages intervertébrales les plus couramment utilisées sont celles de la gamme Syncage DePuy Synthes, développées en humaine. Une gamme de six tailles est actuellement disponible. Le choix s'effectue selon le poids du patient éligible à l'intervention. (Figure 21) (22)

Le principe de l'intervention repose sur l'insertion de la cage entre les corps vertébraux après une discectomie partielle. Une fois la distraction effectuée, l'arthrodèse des deux corps vertébraux est réalisée par la mise en place de vis. (41)



Cage courbée

Titane

Taille : 4.5mm (La plus petite)

Figure 21 : SynCage C-Short de DePuy Synthes utilisée en chirurgie vétérinaire

c. Autre localisation de la colonne vertébrale

i. Chez l'homme


Chez l'Homme, la région lombaire est la plus soumise aux dégénérescences discales. De ce fait, l'utilisation d'implants intersomatiques est moins fréquente sur les autres régions du rachis et les études sont moins nombreuses à ce sujet (42).

Comme pour la région LS, la prise en charge standard est la discectomie et fusion antérieure. Cependant, des complications telles que la persistance de symptômes neurologiques ou pseudarthrose ont poussé le développement de nouvelles techniques et dispositifs pour améliorer la stabilité.

Bien que les opérations d'arthroplasties offrent une meilleure prise en charge des affections discales, certains effets indésirables comme les pathologies des segments adjacents sont rencontrés.

Le tableau VII suivant récapitule les principaux dispositifs utilisés en région cervicale chez l'Homme.

Tableau vii : Récapitulatif des dispositifs utilisés en région cervicale en humaine

Dispositifs	Propriétés	Région du rachis	Technologie
 <p>Figure 22: PRESTIGE ST (Medtronic, Memphis, Tennessee, USA)</p>	Arthroplastie cervicale	Cervicale	Reconstruction physiologique de la colonne cervicale en fournissant un soutien axial solide. Mouvement normal physiologique de la colonne vertébrale. (43)
 <p>Figure 23 : Bryan disc (Medtronic, Memphis, Tennessee, États-Unis)</p>	Arthroplastie du disque cervical	Cervicale	Disque cervical à un seul niveau symptomatique maladie Maintien cinématique colonne vertébrale et diminution incidence dégénérescence segments adjacents (44)
 <p>Figure 24 : ProDisc-C (Synthes, West Chester, Pennsylvanie, États-Unis)</p>	Arthroplastie du disque cervical	Cervicale	Disque cervical à un seul niveau symptomatique maladie (45)
 <p>Figure 25 : Kineflex-C (Spinal Motion, Mountain View, Californie, États-Unis)</p>	Remplacement total du disque	Cervicale et lombaire	Disque à un seul niveau symptomatique

ii. Chez les carnivores domestiques




La spondylomyélopatyhie cervicale caudale est l'affection cervicale que l'on retrouve principalement chez le chien.

Le plus connu est le syndrome Wobbler qui touche principalement les Doberman Pinsher. Les saillies de disque sans malformations vertébrales sont également rencontrées. Les traitements chirurgicaux reposent, comme pour la région LS en décompression de la moelle épinière et des racines nerveuses avec ou sans stabilisation.

Les méthodes avec stabilisation incluent une distraction des corps vertébraux maintenue à l'aide d'un implant orthopédique. Cependant, la pose simple des implants n'a pas permis d'obtenir des résultats concluants. La mise en place de vis ou plaques offre de meilleurs résultats. Là encore, la fusion osseuse est la finalité recherchée, pour offrir une meilleure stabilisation. (46)

Le tableau VIII résume les principaux dispositifs utilisés en région cervicale chez les carnivores domestiques.

Tableau viii : Récapitulatif des dispositifs utilisés en région cervicale chez les carnivores domestiques

Dispositifs	Propriétés	Région du rachis	Technologie
 <p data-bbox="145 696 539 770">Figure 26 : Cage intersomatique en PEEK</p>	<p data-bbox="544 356 826 389">Arthrodèse</p>	<p data-bbox="831 356 1114 427">Cervicale et Lombaire</p>	<p data-bbox="1118 356 1417 546">Implant intervertébral permettant une ostéo-fusion Fixé avec ComPact UniLock System</p>
 <p data-bbox="145 1088 539 1162">Figure 27 : Fitz Intervertebral Traction Screw (FITS)</p>	<p data-bbox="544 799 826 833">Arthrodèse</p>	<p data-bbox="831 799 1114 833">Cervicale</p>	<p data-bbox="1118 799 1417 916">Association avec un système plaques de verrouillage (47)</p>
 <p data-bbox="145 1491 539 1565">Figure 28 : Cervlock-cage®: Porte vet</p>	<p data-bbox="544 1243 826 1276">Arthrodèse</p>	<p data-bbox="831 1243 1114 1276">Cervicale</p>	<p data-bbox="1118 1243 1417 1330">Distraction et fusion intervertébrale (4)</p>

3) Synthèse de l'art antérieur

Lors de dégénérescences discales, la prise en charge la plus courante reste l'arthrodèse. Cependant, de plus en plus de dispositifs intervertébraux sont disponibles afin d'optimiser la distraction, la fusion ou encore la récupération de la mobilité vertébrale. Lors de la prise en charge, la partie importante en amont reste les critères de sélection des patients qui permettent d'orienter au mieux les techniques et choix d'implants.

Chez les carnivores domestiques, les cages intersomatiques permettent une bonne distraction. Cependant, les gammes actuelles n'offrent pas une adaptation optimale à l'individu. Bien que l'anatomie vertébrale des chiens et des humains soit proche, les contraintes biomécaniques appliquées sur le rachis diffèrent. De plus, bien souvent les SDLS sont diagnostiquées plus tardivement chez le chien. Ce qui implique un remodelage plus important de la zone touchée.

Dans ce contexte, il devient intéressant de se pencher sur de nouvelles méthodes. La fabrication additive prend tout son intérêt dans la prise en charge des dégénérescences vertébrales afin de répondre à la volonté de distraction et stabilisation des corps vertébraux. Comme en humaine, des critères d'éligibilité sont définis pour la prise en charge ainsi qu'un travail plus important en amont de la chirurgie pour l'élaboration de l'implant patient spécifique. (48)

4) Prototypage rapide de la première solution imaginée

a. Justification des choix effectués

Les choix de l'implant intervertébral s'effectuent dans une problématique de distraction-stabilisation sur le long terme afin de permettre un ostéofusion dans le cadre des dégénérescences discales.

Des études ont par ailleurs démontré l'utilité accrue des implants imprimés en 3D pour la gestion chirurgicale des pathologies complexes de la colonne vertébrales. Les chirurgiens ayant utilisé des implants obtenus par fabrication additive rapportent une réduction du temps opératoire ainsi qu'une meilleure fiabilité lors des chirurgies. Les retours sur ces dispositifs sont assez récents et ne permettent pas de conclure de façon certaine sur l'ensemble des avantages d'une telle avancée. (39)

Concernant le design de l'implant, l'utilisation d'une impression en 3D est donc intéressante dans le cadre de la prise en charge des SLDS. Pour restaurer au mieux l'espace intervertébrale entre L7 et S1, la partie « spacer » intervertébrale doit avoir une forme trapézoïde, tout comme le DIV physiologique. Afin que la distraction soit maintenue et éviter que la partie intersomatique ne glisse par gravité, un socle avec des pattes d'attaches sera présent sur la partie ventrale du dispositif.

L'originalité de la prise en charge réside également dans l'abord chirurgical. Sur le plan biomécanique, la résistance qu'offrent les corps vertébraux est intéressante. La région d'intérêt étant soumise à de nombreuses forces, la surface de contact doit être optimisée afin de résister au mieux aux contraintes. Par ailleurs, la réalisation de la discectomie partielle est facilitée par cette voie. L'idée ici est de retirer la partie ventrale de l'AF ainsi que le noyau pulpeux. La sauvegarde des parties dorsales et latérales de l'AF repose sur la volonté de maintenir un espace intervertébral suffisant tout en conservant tant que possible les structures anatomiques physiologiques de la zone.

En termes de fixations, le choix s'est orienté vers des vis verrouillées. En effet, l'idée est de limiter au maximum l'arrachement du dispositif. Pour ajouter une sécurité supplémentaire, les vis seront divergentes, avec un angle déterminé sur les images scanner. Le principe repose sur la réduction des risques d'arrachement de l'implant et permet d'avoir une longueur de vis plus importante au sein du tissu osseux. Le but est d'avoir une fixation bicorticale. Avec le système de verrouillage, aucun guide perçage ne sera nécessaire, ce qui facilite la fixation de l'implant.

Par ailleurs, les arêtes en contact avec les plateaux vertébraux auront une surface dentelée afin de limiter là encore le phénomène de glissement de l'implant. La surface des pattes d'attaches ainsi que la partie centrale du spacer auront une structure trabéculaire, de manière à augmenter l'adhérence entre les vertèbres et le dispositif.

Les côtes de l'implant ont été déterminées à l'aide d'Horos, à partir d'images scanner sans anomalies au niveau de la jonction LS. Les mesures ont été effectuées sur les vertèbres L7 et S1 afin de déterminer la hauteur, la largeur, la longueur de chacune des vertèbres. L'espace intervertébral et l'angle LS ont également été mesurés. À partir des caractéristiques vertébrales, les proportions à prendre pour les mesures de la cage ont été déterminées de la façon suivante.

Les caractéristiques de l'implant sont résumées dans le tableau IX suivant.

Tableau ix : Récapitulatif des caractéristiques de l'implant LS

	Mesure	Justification
<i>Hauteur de la cale</i>	0,6 * Hauteur L7	Décompression de la moelle + sécurité en cas de matériel persistant
<i>Largeur de la cale</i>	0,5 * Largeur L7	Vertèbre plus étroite à mi-longueur Divergence des vis
<i>Longueur des pattes d'attache</i>	0,6 Longueur de L7 Longueur de S1	Espace de liberté laissé lors de l'abord par voie ventrale
<i>Espace intervertébral</i>	Espace L7-S1 + 0,2 mm	Légère surévaluation pour pallier l'écrasement osseux. Deux mesures une ventrale et une dorsale
<i>Angle Lombo-sacrée</i>	Angle entre L7 et S1 en fonction du patient	Légère extension de la zone LS pour avoir le plancher médullaire le plus plan possible
<i>Epaisseur du socle</i>	4mm	Minimum nécessaire pour résistance biomécanique satisfaisante
<i>Vis verrouillées</i>	Divergentes, angle et longueur à définir selon le patient	Divergence offre une longueur de vis plus importante et rend plus difficile l'arrachement osseux

b. Schémas de l'implant intervertébral lombo-sacrée

i. Vue de profil gauche

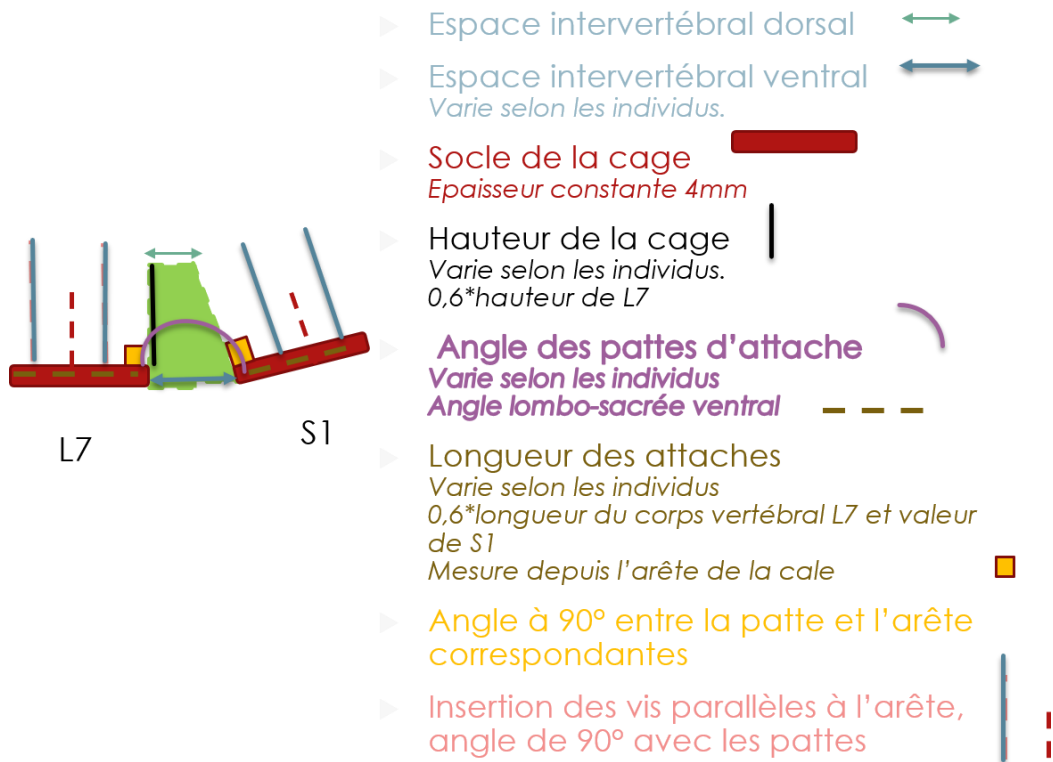


Figure 29 : Schéma du dispositif intervertébral vue de profil gauche

ii. Vue de face

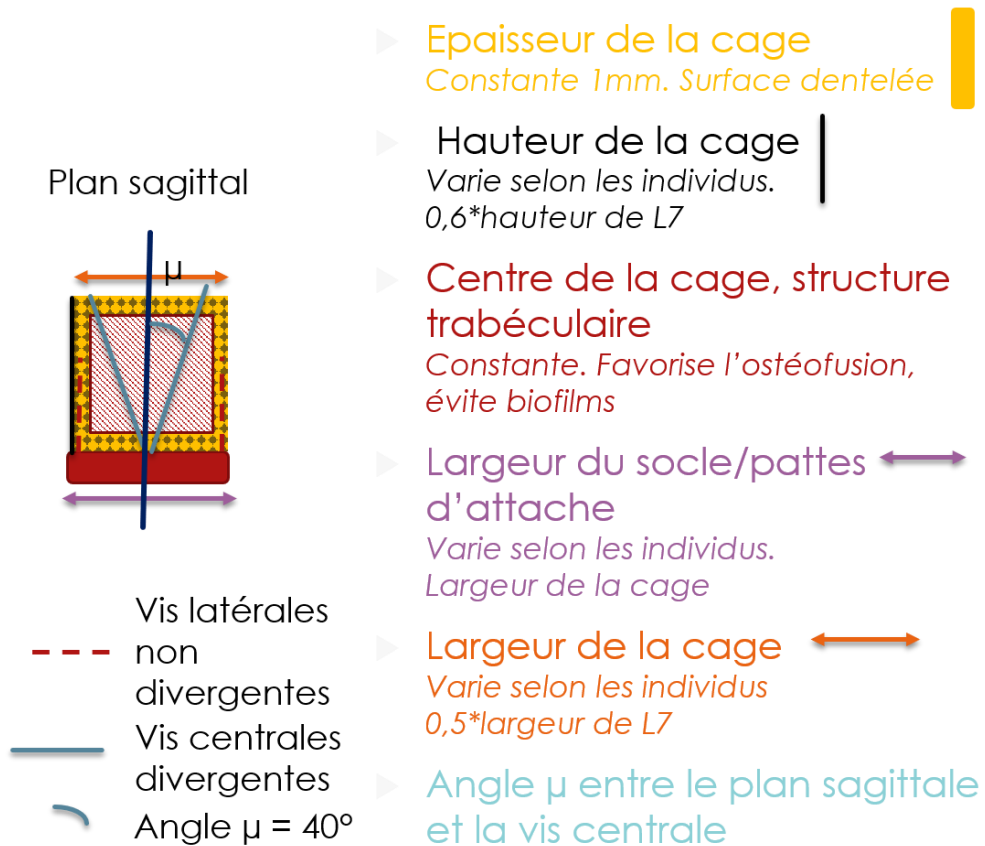


Figure 30 : Schéma du dispositif intervertébral vue de face

iii. Vue ventro-dorsale

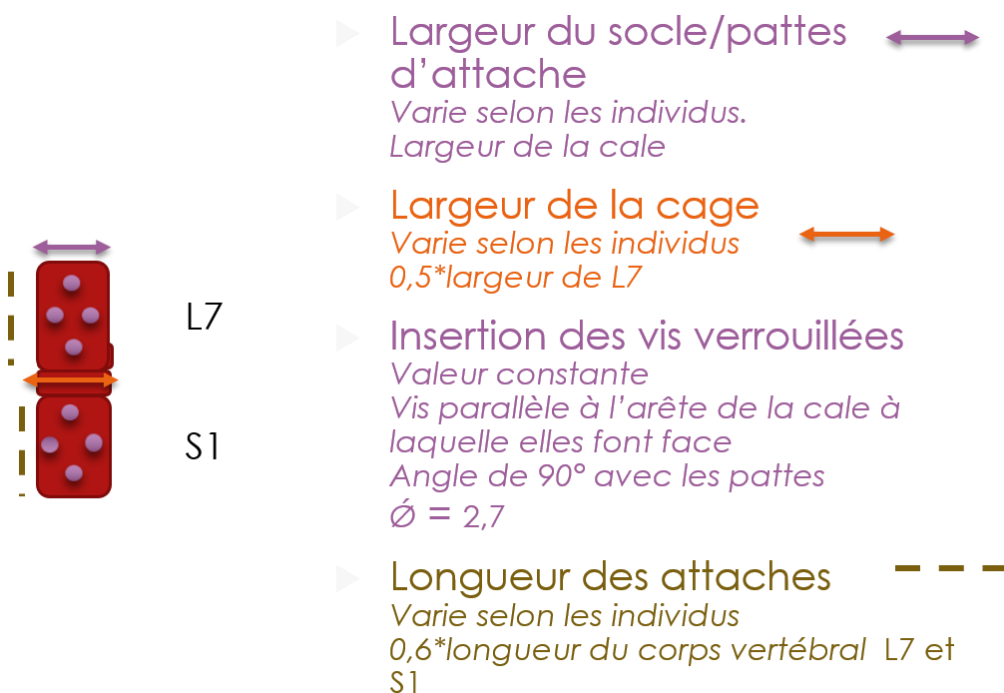


Figure 31 : Schéma du dispositif intervertébral vue ventro-dorsale

II- Détermination des caractéristiques de la zone lombo-sacrée

A) Méthodologie de mesure

Les dimensions des vertèbres L7 et S1 ont été déterminées à l'aide de mesures effectuées sur images scanner. Cette méthode d'imagerie permet d'obtenir des résultats fiables, dans les trois dimensions et à l'échelle (49). Du fait de la complexité de la région, les mesures ont été effectuées par un seul opérateur. Chaque dimension a été évaluée avec trois mesures successives. L'ensemble des résultats de mesures ont été retenus avec deux chiffres significatifs.

Lors des opérations de mesure, une des problématiques soulevées a été l'influence du positionnement des chiens lors de l'acquisition sur la valeur de l'angle LS. Une différence significative de l'espace L7-S1 a été notée lors de l'extension rostrale ou dorsale des membres sur des chiens anesthésiés (50). Cependant, lors des acquisitions classiques, les chiens sont positionnés sur le dos avec les membres pelviens en extension caudale. Cette méthodologie permet une standardisation des images obtenues. Par ailleurs, le positionnement sur le dos permet un aplanissement du plancher vertébral, intéressant dans l'étude pour décompresser au maximum la moelle épinière.

Un soin particulier a été apporté lors du tri des images scanners. La sélection a été basée sur des individus ne présentant pas de pathologies au niveau de la région LS. La plupart des acquisitions étaient des bilans d'extension. De plus, les chiens ont été divisés par gamme de poids allant de 0 à 10 kg, 10 à 25 kg, > 25 kg.

Les mesures ont été effectuées à l'aide du logiciel Horos©. Les fichiers ont été ouverts avec le processus 3D MPR (Figure 32), qui permet une visualisation de la zone d'intérêt en trois plans différents : transversal, sagittal et frontal (Figure 33).

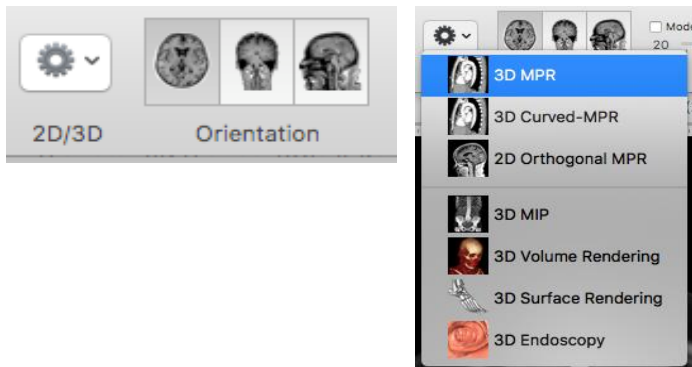


Figure 32 : Sélection fonction 3D MPR dans horos

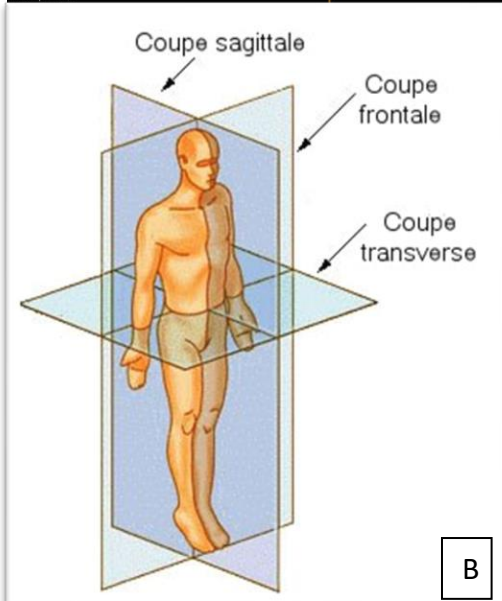


Figure 33 : Fenêtre obtenue après ouverture avec 3DMPR (A) – Rappel de la terminologie des différentes coupes (B)

La mesure des longueurs se fait à l'aide de l'outil « Length » et l'outil « Angle » pour la valeur de l'angle LS. (Figure 34) (51). Le positionnement des différents axes varie selon les mesures désirées. Chaque positionnement sera expliqué selon la valeur mesurée.

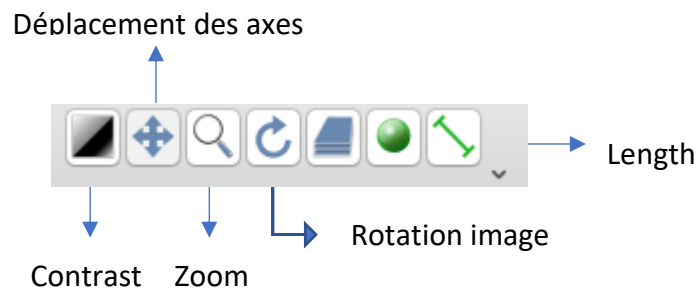


Figure 34 : Description de la barre d'outils

Une fois l'image ouverte avec la fonction 3DMPR, les différents axes doivent être positionnés sur la région LS, de telle sorte à obtenir la zone dans les 3 plans de l'espace. (Figure 35).

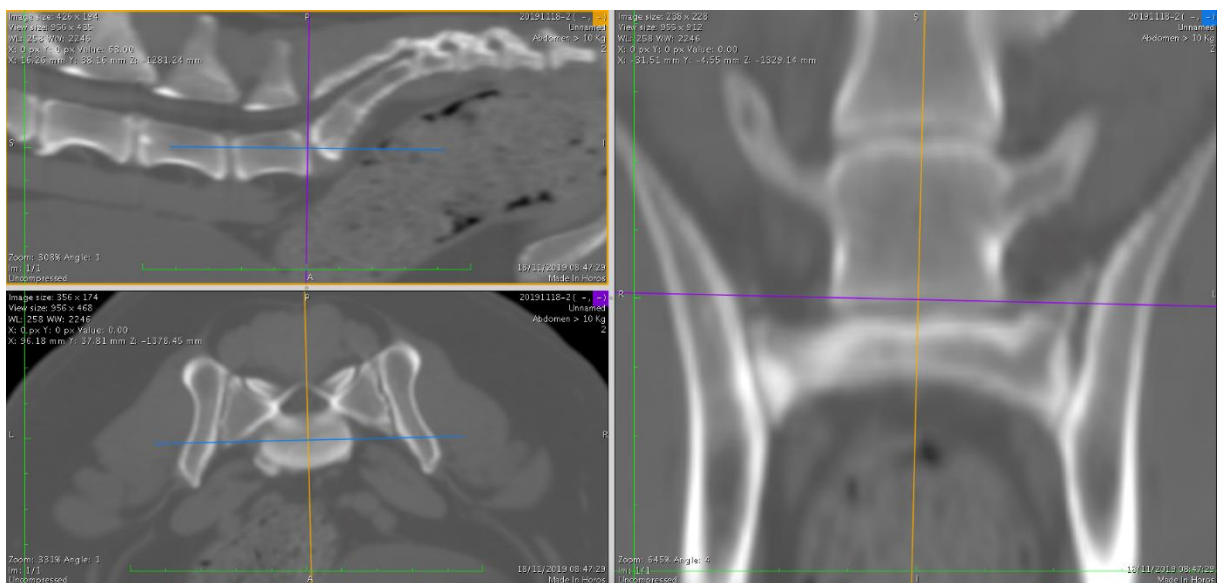


Figure 35 : Positionnement des axes sur la région lombo-sacrée

Une fois cette opération effectuée, l'ensemble des caractéristiques des vertèbres L7 et S1 peuvent être déterminées. Afin de ne pas être gênés par les axes au cours des mesures, les axes peuvent être temporairement retirés de l'image grâce à la fonction axis dans la barre d'outils. (Figure 36)

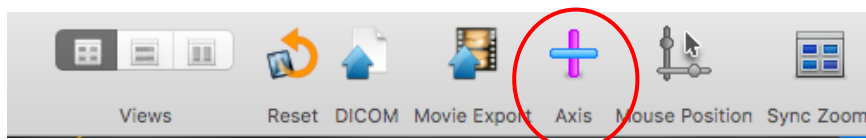
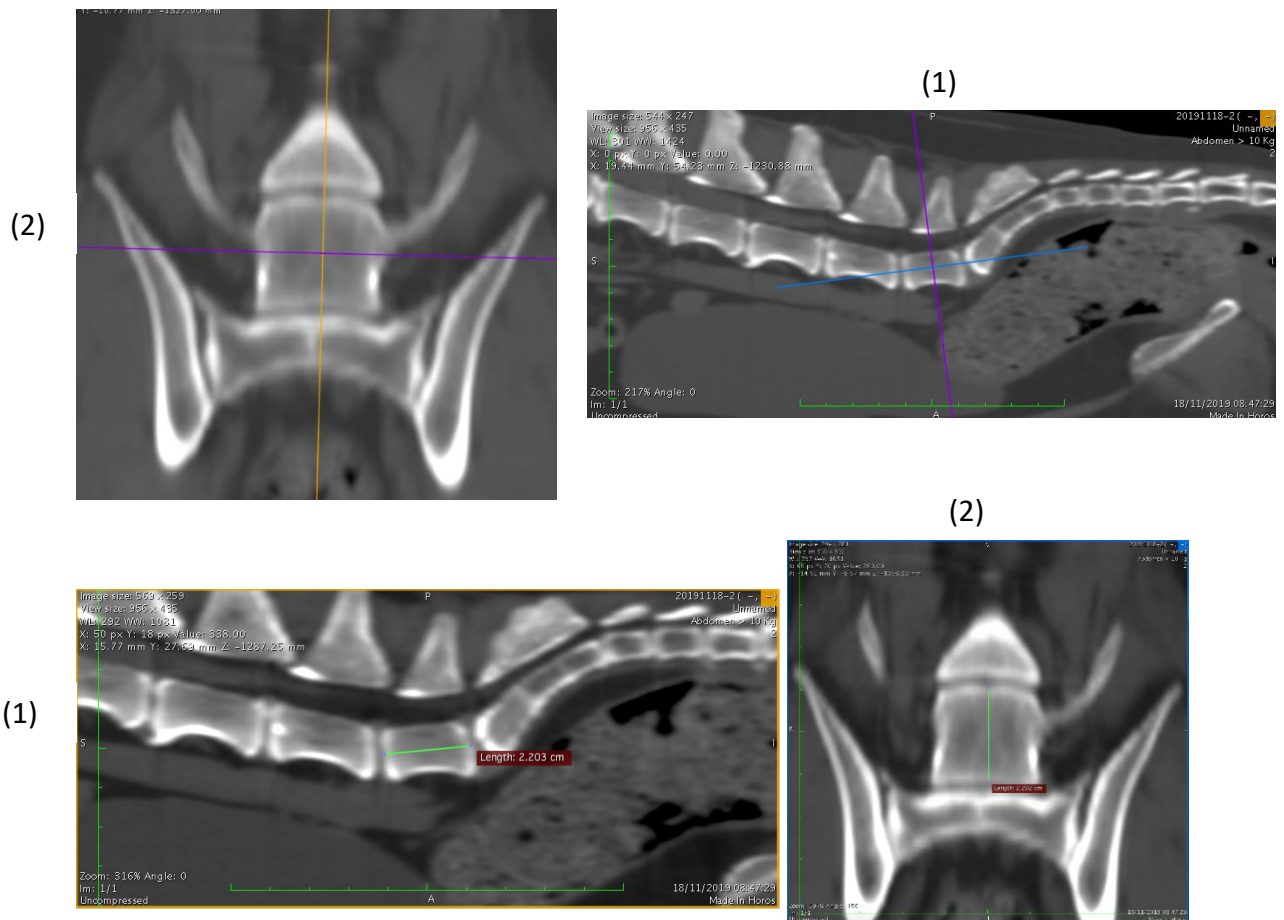


Figure 36 : Fonction axis de la barre d'outils

B) Mode opératoire selon la région mesurée

1) Longueur de L7

La longueur de L7 va être nécessaire pour déterminer la longueur des pattes d'attaches de l'implant sur cette vertèbre. Pour déterminer cette valeur, les coupes sagittales ou frontales peuvent être utilisées. La longueur de cette vertèbre ne va pas être touchée lors de l'intervention. De ce fait, la mesure s'effectue sur toute la longueur en prenant soin de positionner les axes au centre de la vertèbre pour prendre la longueur la plus importante (Figure 37). La fonction « Length » du logiciel Horos sera ici utilisée.



— : Axe vertical sur la coupe sagittale à mi-longueur de L7

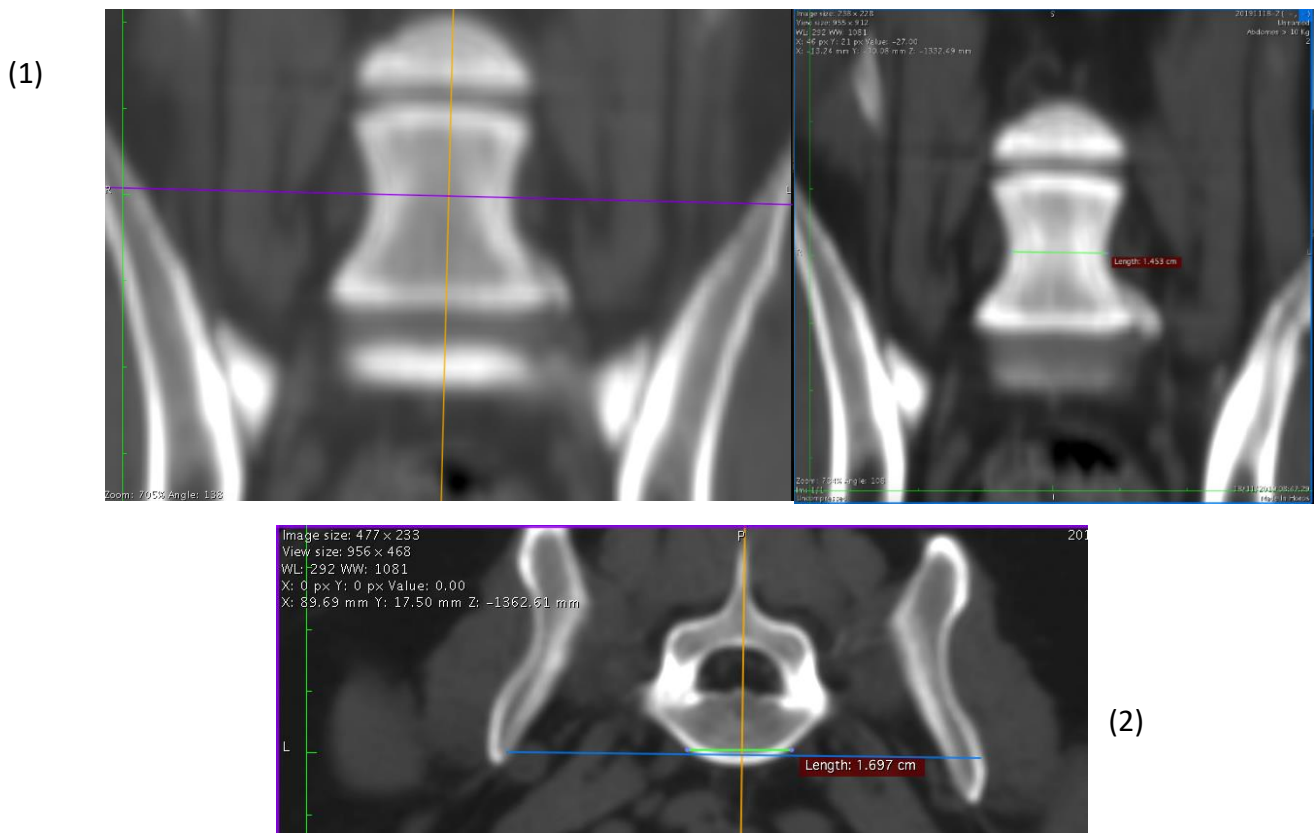
— : Axe horizontal sur la coupe sagittale à mi-hauteur de L7

Figure 37 : Illustration de la méthodologie de mesure de la longueur de L7 – Coupe sagittale (1) et frontale (2)

2) Largeur de L7

La largeur de la vertèbre L7 est nécessaire pour déterminer la largeur de la partie intervertébrale de l'implant, ainsi que la largeur des pattes d'attache. D'un point de vue anatomique, la vertèbre connaît un rétrécissement en son centre, lui donnant une forme de sablier en vue ventro-dorsale (Figure 38). Les pattes d'attache allant jusqu'à 0,6 * longueur de L7, les mesures seront effectuées sur la zone vertébrale la plus étroite.

Pour se faire, les coupes frontales et transversales peuvent être utilisées, en prenant de positionner les axes au centre de la vertèbre, comme pour la longueur de L7.

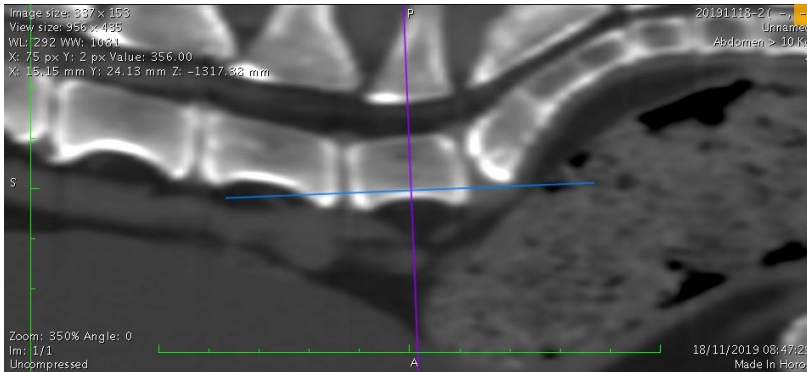


- : Axe vertical sur la coupe frontale dans le plan médian du corps vertébral
- : Axe horizontal sur la coupe longitudinales à mi-longueur de la vertèbre – Coupe frontale
- : Axe horizontal au niveau de la zone d'aplatissement – Coupe transversale

Figure 38 : Illustration de la méthodologie de mesure de la largeur de L7 – Coupe frontale (1) et coupe transversale (2)

3) Hauteur de L7

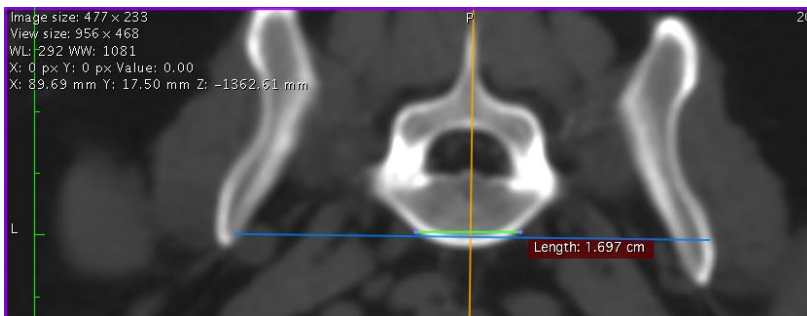
De la hauteur de L7 va dépendre la hauteur de la partie intervertébrale de l'implant. En son bord ventral, le CV est convexe. Un fraisage sera alors nécessaire pour aplanir la zone et permettre une meilleure congruence de l'implant avec la vertèbre. La mesure de la hauteur de L7 s'effectue au milieu du CV, à l'endroit où la hauteur est la moins importante. Pour se faire, les coupes frontales et coupes transversales peuvent être utilisées. (Figure 39)



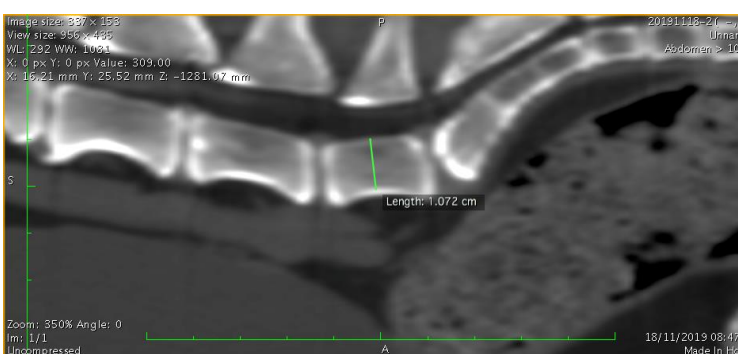
(1)

— : Axe horizontal selon aplanissement du corps vertébral L7

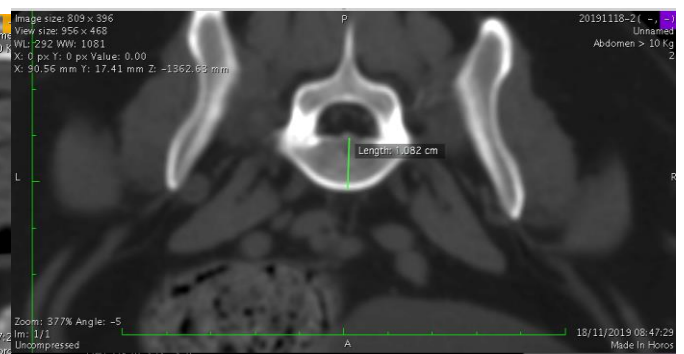
| : Axe vertical sur la coupe sagittale à mi longueur de L7 et au milieu du corps vertébral



(2)



(1)

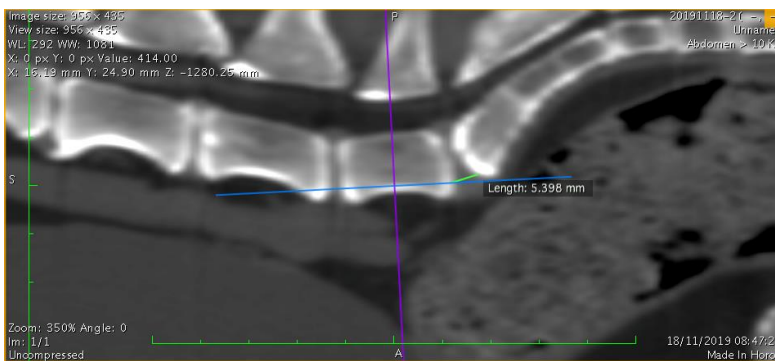


(2)

Figure 39 : Illustration de la méthodologie de mesure de la hauteur de L7 – Coupe sagittale (1) et transversale (2)

4) Espace L7-S1

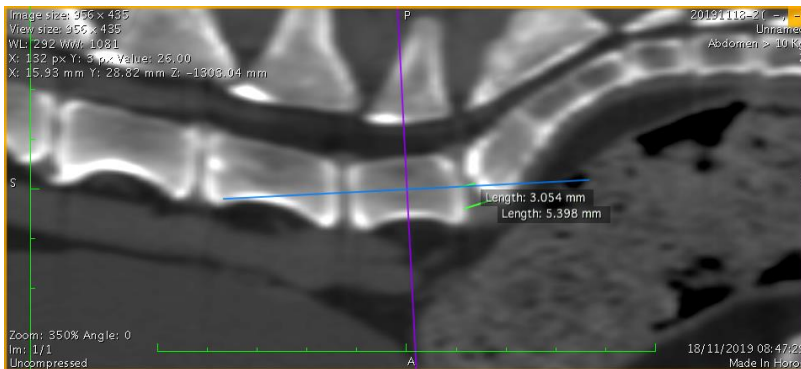
L'espace intervertébral L7- S1 a la particularité d'avoir une forme trapézoïde, du fait de l'angulation LS. De ce fait, deux mesures sont nécessaires, une ventrale pour déterminer l'espace intervertébral ventral (Figure 40) et une à mi-hauteur vertébrale (Figure 41) pour mesurer l'espace intervertébral dorsal. Ces valeurs serviront à la partie intervertébrale propre de l'implant et sera responsable de la distraction. Pour l'évaluation de cet espace, la coupe sagittale est à privilégier. Tout comme pour la hauteur de L7, le raisonnement se fait à partir d'une vertèbre supposée rabotée.



— : Axe vertical sur la coupe sagittale à mi longueur de L7

— : Axe horizontal sur la coupe sagittale, au niveau de l'aplatissement du corps

Figure 40 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'espace L7-S1 VENTRAL – Coupe sagittale



— : Axe vertical sur la coupe sagittale, à mi-longueur de L7

— : Axe horizontal sur la coupe sagittale, à mi-hauteur de L7

Figure 41 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'espace L7-S1 DORSAL – Coupe sagittale

5) Angle L7-S1

La singularité de la région LS repose également sur l'existence d'un angle plus ou moins important entre la dernière vertèbre lombaire et la première vertèbre sacrée. Dans ce cas de figure, seule la coupe sagittale est utile. La mesure se fera sur le bord ventral, endroit sur lequel se trouvera l'implant. La détermination de l'angle entre L7 et S1 permet de moduler l'angle que feront les pattes d'attache entre elles. (Figure 43)

Pour effectuer ces mesures, la fonction « angle » de la barre d'outils est nécessaire (Figure 42).

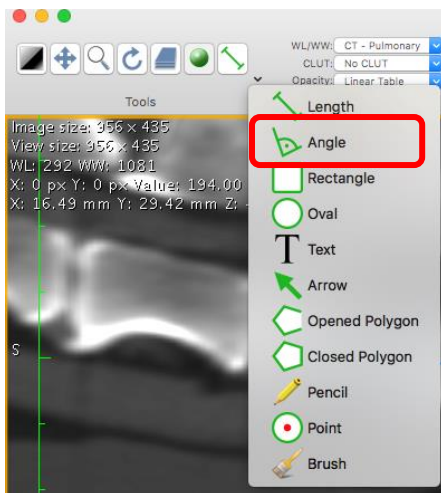
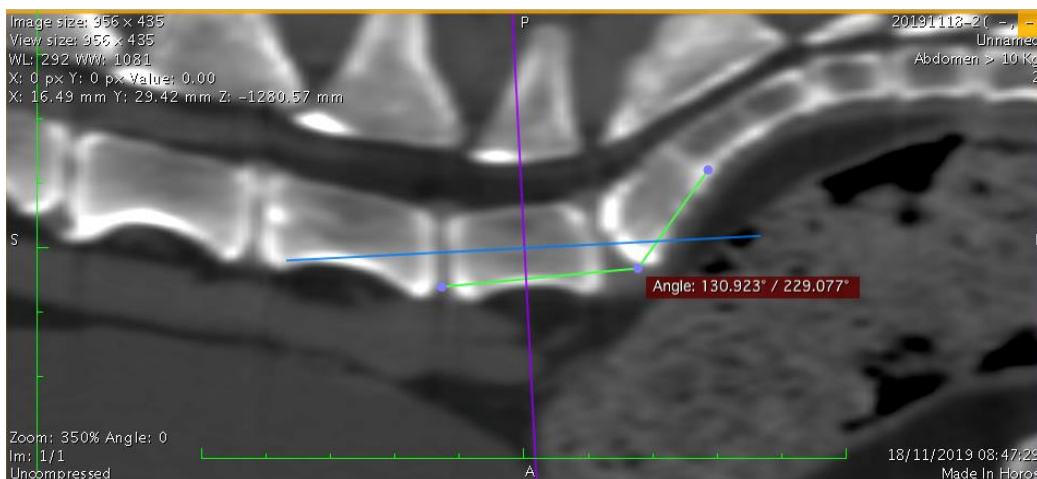


Figure 42 : Fonction Angle sur le logiciel Horos



— : Axe vertical sur la coupe sagittale à mi-longueur de L7

— : Axe horizontal sur la coupe sagittale à mi-hauteur de L7

Figure 43 : Illustration de la méthodologie de mesure de l'angle L7-S1 – Coupe sagittale

6) Longueur de S1

La longueur de la vertèbre S1 est à déterminer afin de moduler la longueur des pattes d'attache sur cette vertèbre. Pour effectuer les mesures, les coupes sagittales et frontales peuvent être utilisées. Là encore, les axes devront être positionnés au centre de la vertèbre (Figure 44). La mesure s'effectue du plateau vertébral rostral au plateau vertébral caudal (Figure 45).

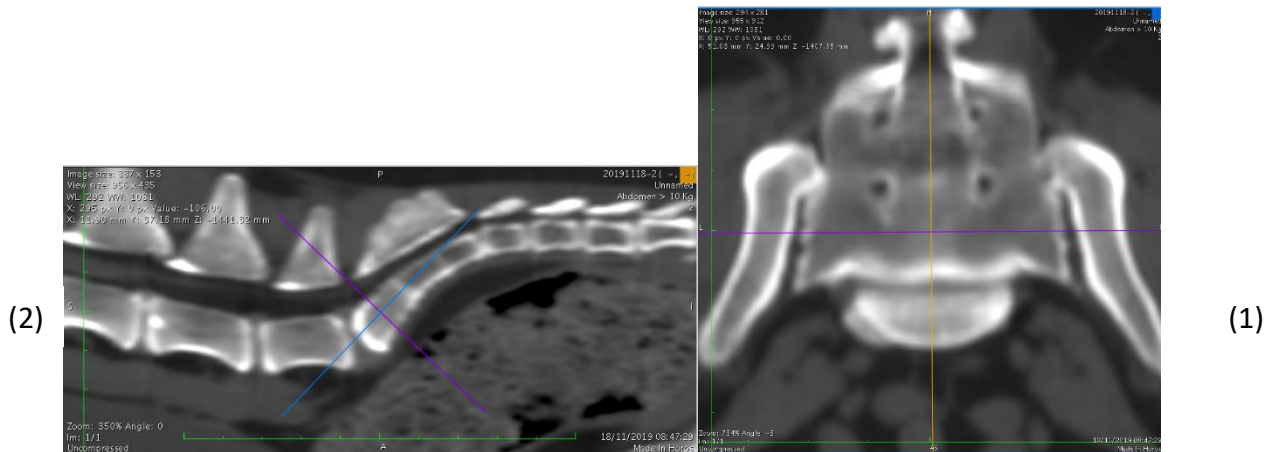
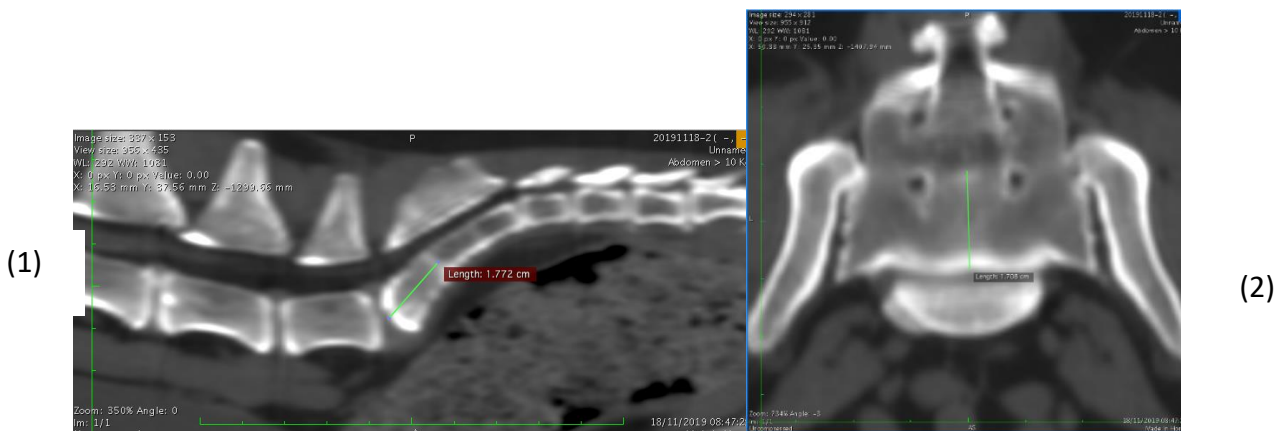


Figure 44 : Positionnement des axes pour la mesure longueur S1 - Coupe sagittale (1) et frontale (2)

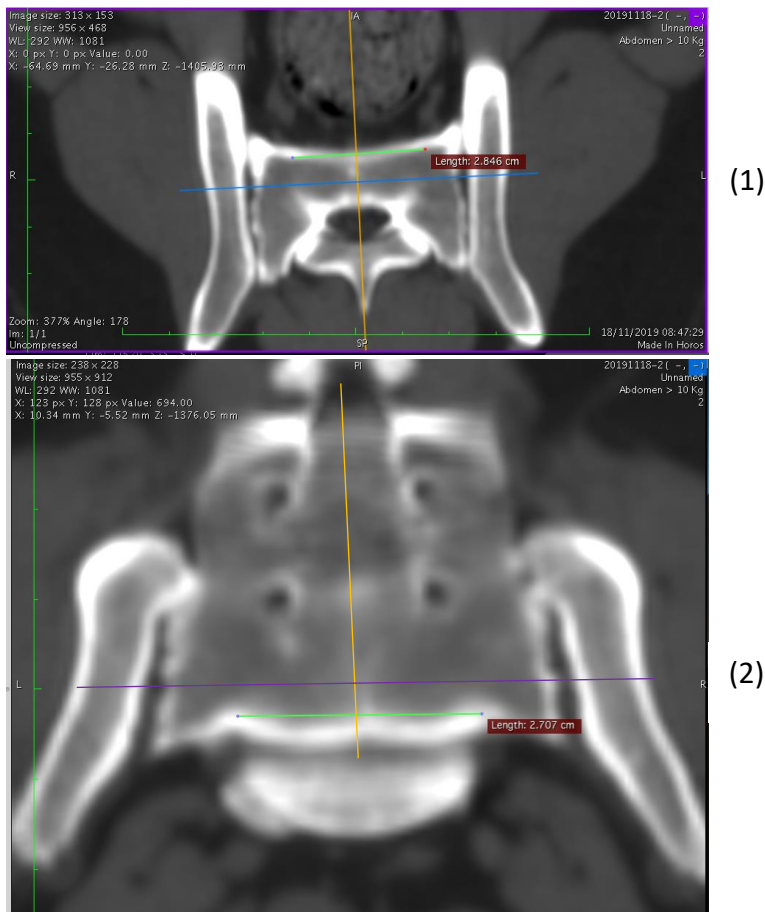


- | : Axe vertical sur la coupe sagittale à mi-longueur de S1
- : Axe horizontal sur la coupe sagittale à mi-hauteur de S1
- | : Axe vertical sur le plan médian de la vertèbre S1 en coupe frontale

Figure 45 : Mesure de la longueur – Coupe sagittale (1) et frontale (2)

7) Largeur de S1

La largeur de S1 ne va pas avoir d'influences directement sur les valeurs de l'implant intervertébral, mais nous permet de contrôler que celui-ci s'intègre bien dans la région d'intérêt. De plus, déterminer l'ensemble des caractéristiques de la zone d'intérêt présente un grand intérêt, notamment pour l'élaboration des essais biomécaniques. Les coupes transversales et frontales permettent l'acquisition de ces valeurs. (Figure 46)

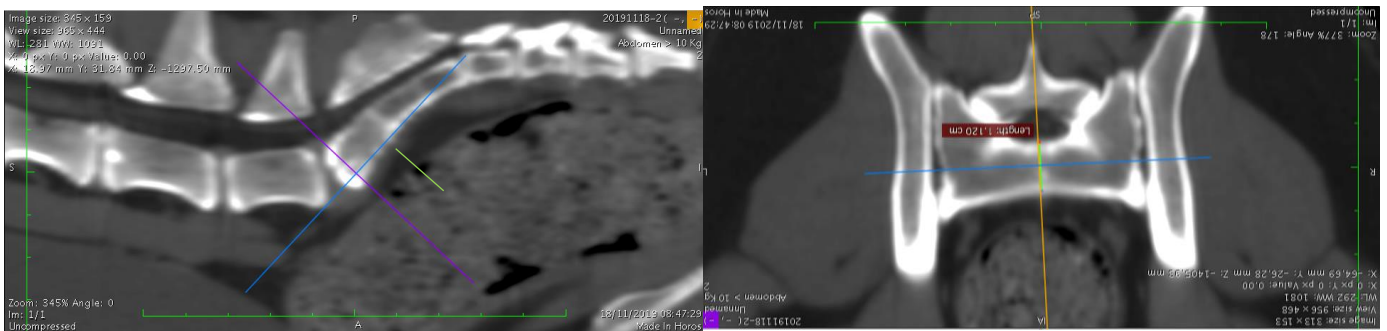


- | : Axe vertical dans le plan médian de la vertèbre S1 en coupe transversale (1)
- : Axe horizontal à mi-hauteur de la vertèbre S1 en coupe transversale (1)
- | : Axe vertical dans le plan médian de la vertèbre S1 en coupe frontale (2)
- : Axe horizontal au niveau du plateau vertébral crânial de S1 en coupe frontale (2)

Figure 46 : Mesure de la largeur de S1 - Coupe transversale (1) et frontale (2)

8) Hauteur de S1

Tout comme pour la largeur de S1, la détermination de cette valeur aura surtout un rôle de contrôle et d'élaboration des protocoles d'essais biomécaniques. Pour se faire, il est possible d'utiliser les coupes sagittales et frontales. En raison de la production d'ostéophytes et de mise en place de l'implant, la vertèbre S1 sera légèrement aplanie. L'axe horizontal est à positionner le plus ventralement possible au CV, de façon à retirer le moins de matière possible. L'axe vertical quant à lui est placé contre le plateau vertébral rostral. (Figure 47)



(1)

(2)





-  : Axe vertical sur la coupe sagittale (1) au niveau du plateau vertébral rostral
-  : Axe horizontal sur la coupe sagittale (1) à mi-hauteur de S1
-  : Axe horizontal à mi-hauteur de S1 sur la coupe transversale (2)
-  : Axe vertical médian à la vertèbre S1 sur la coupe transversale (2)

Figure 47 : Illustration de la méthodologie de mesure de la hauteur de S1 – Coupe sagittale (1) et transversale (2)

9) Détermination des corridors de sécurité

a. Positionnement des axes dans le plan sagittal

i. Positionnement sur L7

Les méthodes de mesure seront les mêmes quelle que soit la zone de la vertèbre considérée. Cependant, il est important en amont de positionner les axes, afin d'avoir les valeurs les plus justes possible pour une fixation convenable du dispositif. Dans le cas, la coupe sagittale sera utilisée.

Sur la coupe sagittale, mesurer depuis le plateau vertébral rostral de L7, la longueur définie des pattes de fixation de l'implant. Placer les axes de telle sorte à ce que le vertical se trouve à l'extrémité de la longueur. Sur les coupes transversales et frontales, placer l'axe vertical dans le plan médian de la vertèbre. (Figure 48)

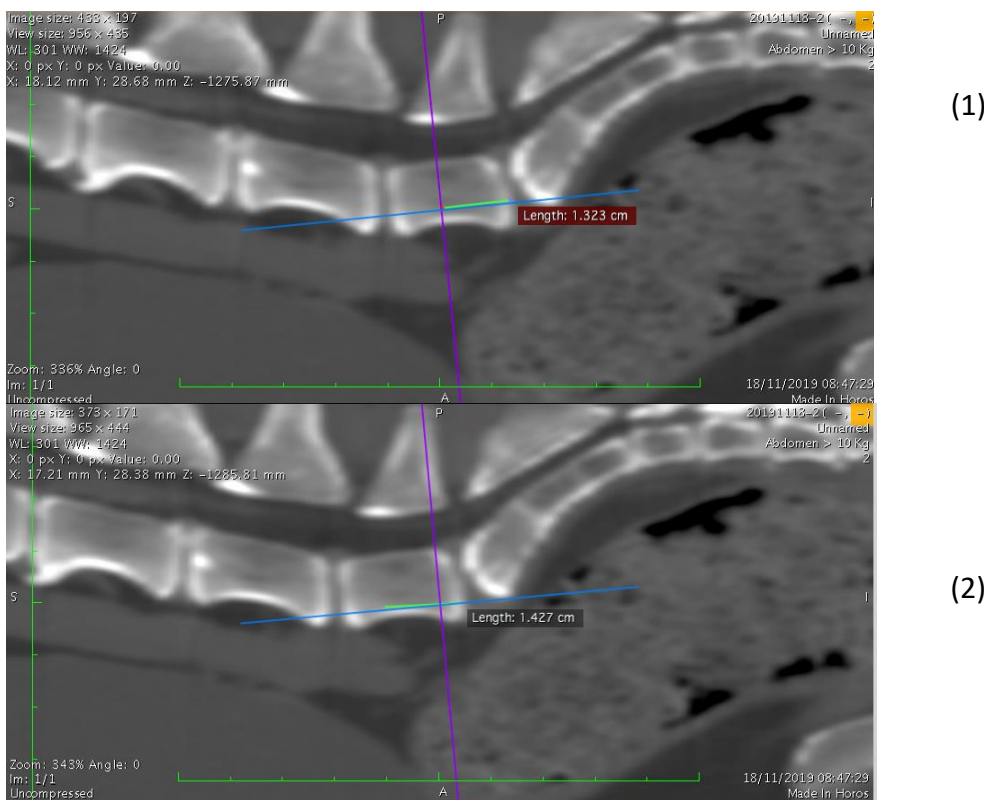
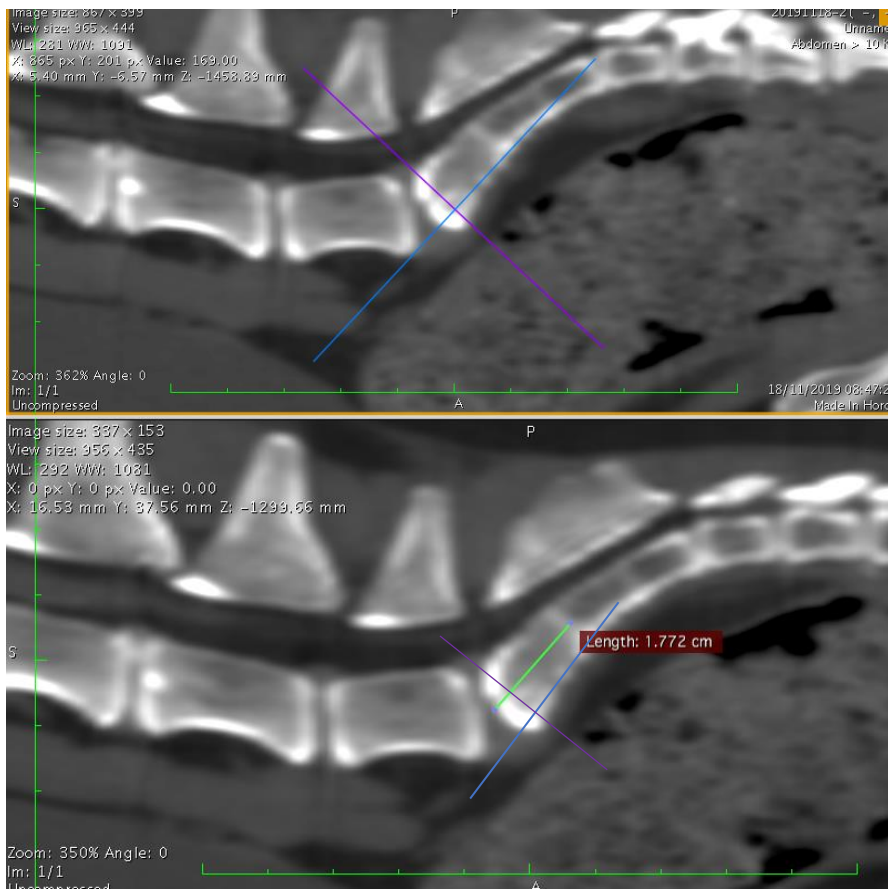


Figure 48 : Positionnement des axes dans la coupe sagittale - Crânial (1) et Caudal (2)

ii. Positionnement sur S1

Le positionnement sur la coupe sagittale se fait de part et d'autre du CV. Sur S1, les pattes d'attache ont en effet la même longueur que le CV. (Figure 46)



— : Axe horizontal zone aplanissement S1

┆ : Axe vertical au niveau du plateau vertébral crânial

— : Axe horizontal zone aplanissement S1

┆ : Axe vertical au niveau du plateau vertébral caudal

Figure 49 : Positionnement des axes sur S1 pour déterminer les corridors de sécurité – Pôle crânial (1) et caudal (2) de S1

b. Divergence et longueur des vis centrales

Bien que l'angle de divergence des vis ait déjà été décrite (5), les caractéristiques des vis à utiliser pour la mise en place de l'implant sont à déterminer sur les images scanners.

Pour se faire, seule la coupe transversale de la vertèbre est exploitable.

Sur la coupe transversale, placer le long de l'axe horizontal, la largeur calculée de la cale intervertébrale. Ensuite, utiliser l'outil angle afin de déterminer la valeur des divergences des vis centrales. L'angle est formé par l'axe médian de la vertèbre passant par le processus épineux, et la droite qui se dirige vers le pédicule vertébral. (Figure 50)

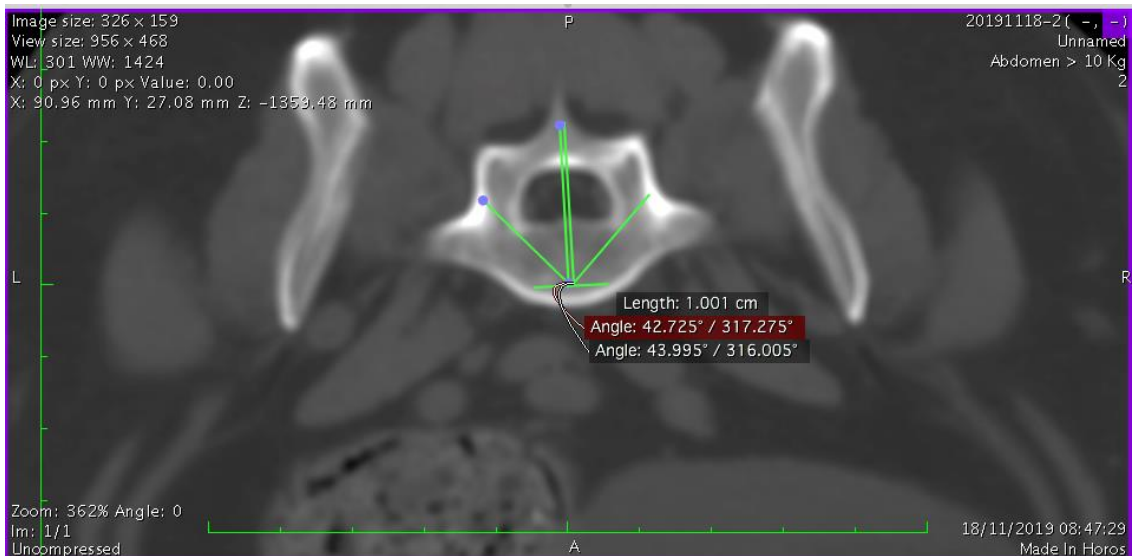


Figure 50 : Détermination des angles de divergences des vis d'attache centrales

Sur cette même figure, la longueur des vis doit aussi être évaluée. Pour se faire, prendre l'outil « Length » et mesurer la longueur allant de l'axe médian au pédicule du CV. (Figure 51)

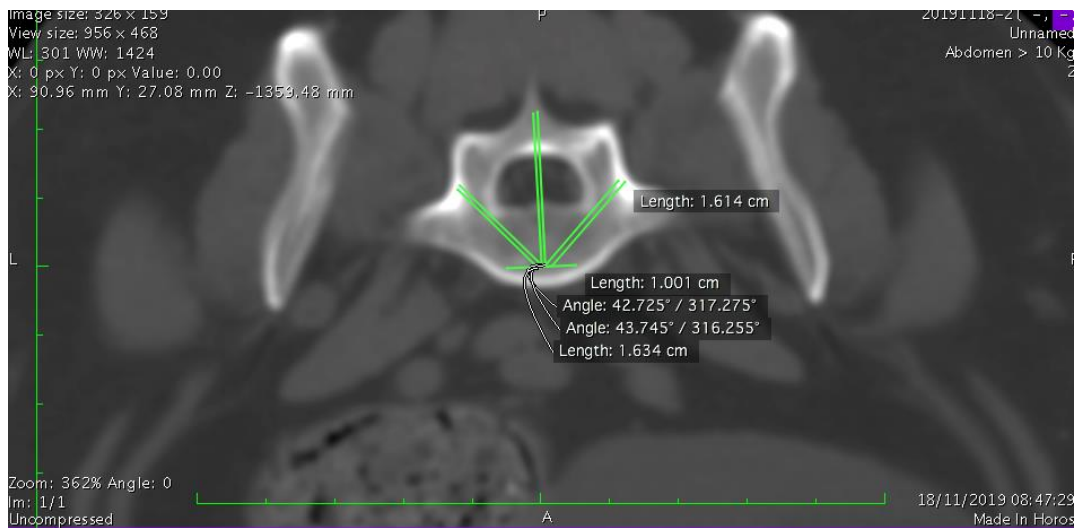


Figure 51 : Détermination de la longueur des vis centrales divergentes

c. Longueur des vis latérales

En ce qui concerne les vis latérales non divergentes, les mesures nécessaires sont la longueur maximale que les vis peuvent avoir avant d'entrer dans le canal vertébral. Pour se faire, utiliser l'outil « length » à partir des extrémités latérales des pattes d'attaches. (Figure 52)



Figure 52 : Détermination de la longueur des vis latérales non divergentes

10) Récapitulatif de la méthodologie des mesures en fonction de la zone considérée

Tableau x : Récapitulatif de la méthodologie des mesures de la région lombo-sacrée

Critère	Plan utilisé	Fonction	Repères anatomiques
<i>Longueur de L7</i>	Coupe sagittale Coupe frontale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u></p> <p><i>Sur la coupe sagittale</i> Horizontal à mi-hauteur de la vertèbre Vertical sur le bord caudal ou à mi longueur de L7</p> <p><i>Sur la coupe frontale</i> Vertical au suivant le plan médian de la vertèbre Horizontal sur la partie la plus étroite de L7, à mi-longueur</p> <p>Mesure du plateau vertébral rostral à caudal</p>
<i>Largeur de L7</i>	Coupe frontale Coupe transversale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u></p> <p><i>Sur la coupe frontale</i> Vertical au centre de la vertèbre, suivant le plan médian Horizontal à mi-longueur de la vertèbre, zone la plus étroite</p> <p><i>Sur la coupe transversale</i> Vertical au milieu de la vertèbre, suivant le plan médian Horizontal au niveau de la zone d'aplanissement de la vertèbre</p> <p>Mesures de la partie la plus étroite, suivant l'axe d'aplanissement</p>
<i>Hauteur de L7</i>	Coupe sagittale Coupe transversale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u></p> <p><i>Sur la coupe sagittale</i> Horizontal au niveau de la zone d'aplanissement Vertical à mi longueur de la vertèbre</p> <p><i>Sur la coupe transversale</i> Vertical sur le plan médian de la vertèbre Horizontal à la base de la vertèbre, zone d'aplanissement</p> <p>Mesures du canal vertébral à la zone d'aplanissement</p>
<i>Espace L7 et S1</i>	Coupe sagittale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u> Espace intervertébral ventral Horizontal, axe d'aplanissement de la vertèbre ventralement Vertical à mi longueur de L7</p> <p>Mesure entre l'axe d'aplanissement de la vertèbre L7 et bord ventral du plateau vertébral rostral de S1</p> <p><u>Positionnement des axes :</u> Espace intervertébral ventral Horizontal à mi-hauteur de la vertèbre L7 Vertical à mi longueur de la vertèbre L7</p>

			Mesure entre l'axe à mi-hauteur de la vertèbre L7 et mi-hauteur plateau vertébral de S1
<i>Angle L7 – S1</i>	Coupe sagittale	Angle	<p><u>Positionnement des axes :</u> Horizontal à mi-hauteur de L7 Vertical à mi longueur de L7</p> <p>Le premier trait de mesure ventral à L7, du plateau vertébral rostral de L7 au plateau vertébral caudal de L7 Le deuxième trait de mesure du plateau vertébral rostral au plateau vertébral caudal de S1</p>
<i>Longueur S1</i>	Coupe sagittale Coupe frontale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u> <i>Sur la coupe sagittale</i> Horizontal à mi-hauteur de la vertèbre Vertical sur le bord caudal ou à mi longueur de S1 <i>Sur la coupe frontale</i> Vertical au niveau du plan médian de la vertèbre Horizontal à mi-longueur de la vertèbre</p> <p>Mesure du plateau vertébral rostral à caudal</p>
<i>Largeur S1</i>	Coupe transversale Coupe frontale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u> <i>Sur la coupe frontale</i> Vertical au centre de la vertèbre, suivant le plan médian Horizontal au niveau du plateau vertébral crânial <i>Sur la coupe transversale</i> Vertical au milieu de la vertèbre, suivant le plan médian Horizontal ventral, zone d'aplanissement</p> <p>Mesures de part et d'autre du CV depuis la base de processus transverse</p>
<i>Hauteur S1</i>	Coupe transversale Coupe sagittale	Length	<p><u>Positionnement des axes :</u> <i>Sur la coupe sagittale</i> Horizontal ventral au CV Vertical au niveau du plateau vertébral rostral <i>Sur la coupe transversale</i> Vertical au milieu de la vertèbre, suivant le plan médian Horizontal à mi-hauteur du CV</p> <p>Mesure du canal vertébral à la zone d'aplanissement</p>
<i>Corridors de sécurité</i>	Coupe transversale Coupe sagittale	Length Angle	<p><u>Positionnement des axes :</u> <i>Sur la coupe transversale</i> Vertical sur le plan médian de la vertèbre Horizontal à la base de la vertèbre, zone d'aplanissement <i>Sur la coupe sagittale</i> Horizontal sur la zone d'aplanissement Vertical aux extrémités des pattes d'attaches calculée</p>

		<p>Pour les vis <i>centrales divergentes</i> : Angle formé par la droite passant par le plan médian et celle en direction des pédicules.</p> <p>Longueur maximale du segment partant du centre la patte d'attache (ou plan médian) au pédicule vertébral</p> <p>Pour les vis <i>latérales non divergentes</i> : Mesure de la longueur maximale depuis les extrémités latérales de l'implant jusqu'au canal vertébral</p>
--	--	--

C) Résultats des mesures

Catégorie chien	Hauteur L7 (mm)	Longueur L7 (mm)	Largeur L7 (mm)	L7-S1 (mm)	Hauteur S1 (mm)	Longueur S1 (mm)	Largeur S1 (mm)	Angle (°)	Delta IVD (V-D)
<10kg	7,30	15,09	12,36	2,94	7,14	8,48	15,51	139,88	0,70
L19-9566 - 8,6kg	8,83	14,73	16,5	3,5	3,9	7,65	9,55	138	0,40
L20-1539 - 10 kg	6,63	12,65	14,7	2,46	3,67	6	7,37	143	1,21
L16-9817 - 10 kg	6,87	15,39	12,2	4,4	5,2	8,5	9,5	132	0,80
L17-2376 - 7kg	7,57	15,47	11,5	3,23	3,6	7,03	8,6	138	0,37
L19-10018 - 6,2 kg	7,57	15,57	13,79	1,67	2,7	7,83	8,07	145	1,03
L13-3265 - 2,32 kg	5,14	11,4	10,88	2,25	2,73	5,45	5,48	134	0,48
L18-10185 - 5,85 kg	6,87	17,2	8,5	2,2	2,8	6,9	8,6	146	0,60
L19-8966 - 7,8 kg	8,9	18,3	10,8	3,83	4,53	7,77	10,63	143	0,70
10 à 25 kg	10,52	19,33	16,24	3,64	4,73	9,92	11,67	137,30	1,09
L20-85 - 21,5 kg	10,87	23,3	25,87	3,77	4,67	13,55	15	123	0,90
L19-9716 - 21 kg	12,2	22,4	21,73	2,8	4,18	11,75	15,03	131	1,38
L20-765 - 16,6 kg	9,06	14,64	16,37	2,8	3,5	8,2	11,1	133	0,70
L19-1692 - 18 kg	10,87	18,37	16,9	3,83	5,77	10,6	12,77	129	1,94
L13-9169 - 16 kg	10,05	18,52	14,8	3,9	5,5	8	8,1	150	1,60
L08-4891 - 16kg	9,37	17,1	13,5	3,3	4,5	8,6	10,36	138	1,20
L16-3465 - 11,5 kg	7,97	18,3	12,6	4,5	5,4	9,1	11,1	139	0,90
L12-10924 - 18 kg *	9,6	17,2	14,67	2,6	3,3	8,8	9	148	0,70
L19-8241 - 22kg	10,77	20,56	13,63	5,3	5,9	9,3	10,9	136	0,60
L19-8607 - 19,1 kg	14,43	22,9	12,3	3,6	4,6	11,3	13,3	146	1,00
>25 kg	12,88	24,57	22,45	4,89	6,21	13,28	16,58	137,77	1,32
L20-5074 - 28,5 kg	12,34	20,42	22,4	5,47	8,37	11,2	14,6	127	2,90
L15-8139 - 25,2 kg	14,07	28,5	28,4	5,35	6,57	16,83	22,47	134	1,22
L08-4783 - 32 kg	12,23	22,77	22,63	5	6,3	13,08	15,1	145	1,30
L20-4291 - 30,5 kg	13,63	28,57	25	5,8	6,87	16,34	21,47	148,67	1,07
L16-4749	14,2	28,97	24,37	4,8	5,3	14,7	20,77	153	0,50
L20-764 - 29,4 kg	12,63	25	26,63	4	5,95	13,5	15,5	123	1,95
L20-128 - 31,4 kg	13,3	25,79	23,85	4,7	6,37	12,5	17,6	133	1,67
L09-9321 - 27,5 kg	12,3	22	23,7	4,32	5,2	10,53	12,7	137	0,88
L16-10313 - 31,5 kg	11,2	19,46	15,2	5,1	5,9	11,43	12,96	139	0,80
L19-8164 - 32,2 kg	12,9	24,23	12,3	4,4	5,3	12,7	12,6	138	0,90
									1,04

Tableau xi :
Récapitulatif des
mesures
obtenues au
niveau de L7-S1
selon les
gammes de
poids

III- Discussions

A) Adaptation des mesures

1) *Largeur des corps vertébraux*

Initialement, les mesures de la largeur des corps vertébraux se faisaient au niveau des plateaux vertébraux. Cependant, les vertèbres lombaires possèdent une forme en sablier en vue ventro-dorsale. Ce rétrécissement influence grandement la fixation de l'implant. Afin d'assurer une solidité convenable, les pattes d'attaches doivent se trouver au centre des corps vertébraux.

Par ailleurs, au cours de l'intervention seule la partie ventrale de l'AF est retirée ainsi que le noyau pulpeux. Pour conserver les parties latérales de l'AF, l'implant doit donc avoir une taille plus étroite que le CV. (Figure 53)

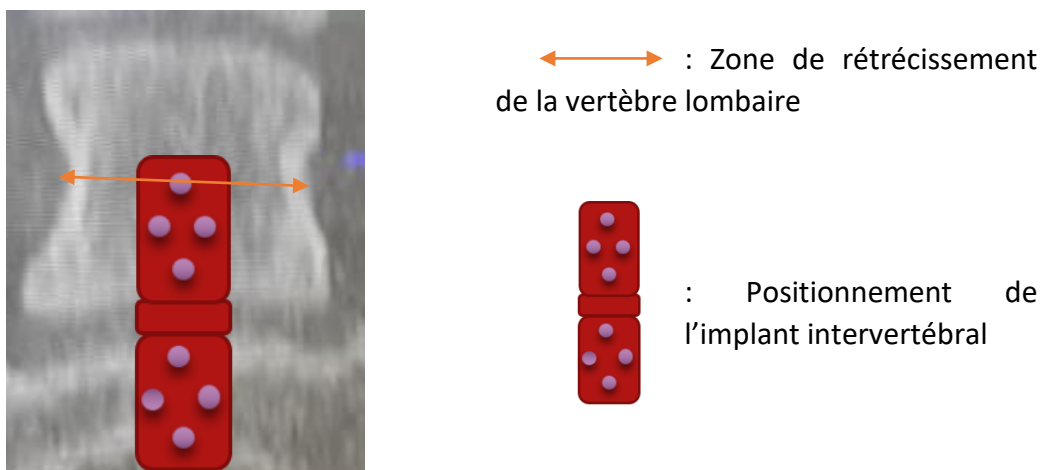


Figure 53 : Vue ventrale vertèbre L7 - Forme « sablier »

2) *Hauteur des corps vertébraux*

Au cours de l'élaboration du protocole de mesure, la hauteur totale du CV était évaluée. En vue cranio-caudale, les corps vertébraux sont concaves en partie ventrale. Lors de SDLS, des ostéophytes sont retrouvés sur cette zone. Un fraisage est nécessaire la plupart du temps, mais il doit rester modéré. Cette réduction de hauteur vertébrale doit donc être prise en compte afin que la partie intervertébrale de l'implant ne remonte pas trop haut et ne comprime la moelle. (Figure 54)

Deux problématiques majeures sont apparues au cours de la réflexion. Faire un choix entre une cale plus haute d'une part, offrant une meilleure stabilité, mais avec un risque de compression de moelle épinière plus important. Une cale moins haute d'autre part, avec une possibilité de bascule des corps vertébraux (Figure 55) mais un risque moins important de toucher le canal vertébral. Par ailleurs, la conservation de l'AF dorsal permet d'éviter le phénomène de bascule.

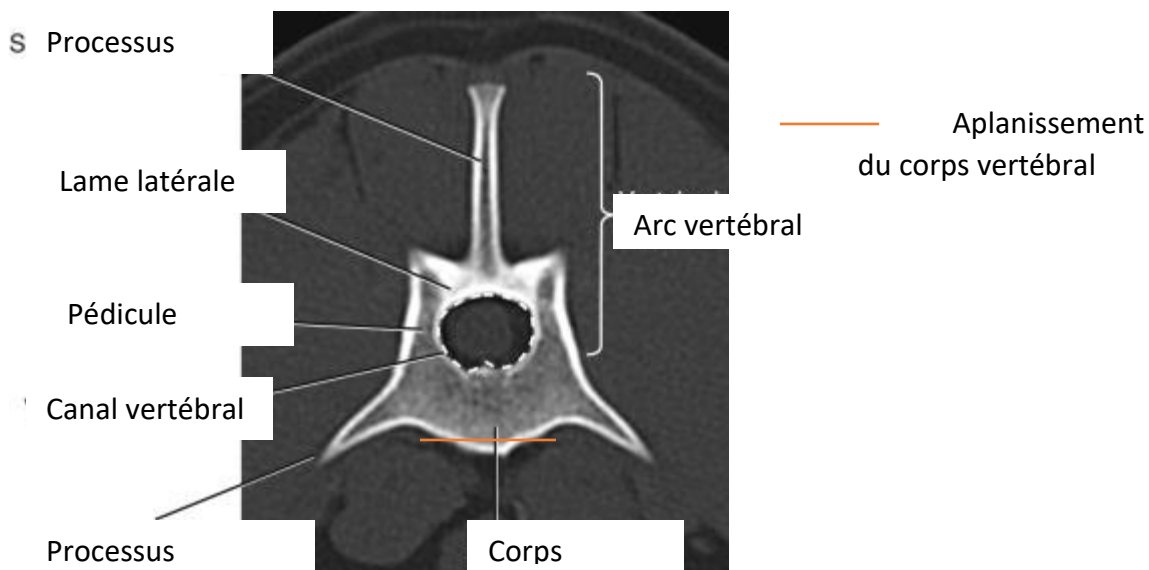


Figure 54: Image scanner d'une vertèbre lombaire en coupe transversale (10)

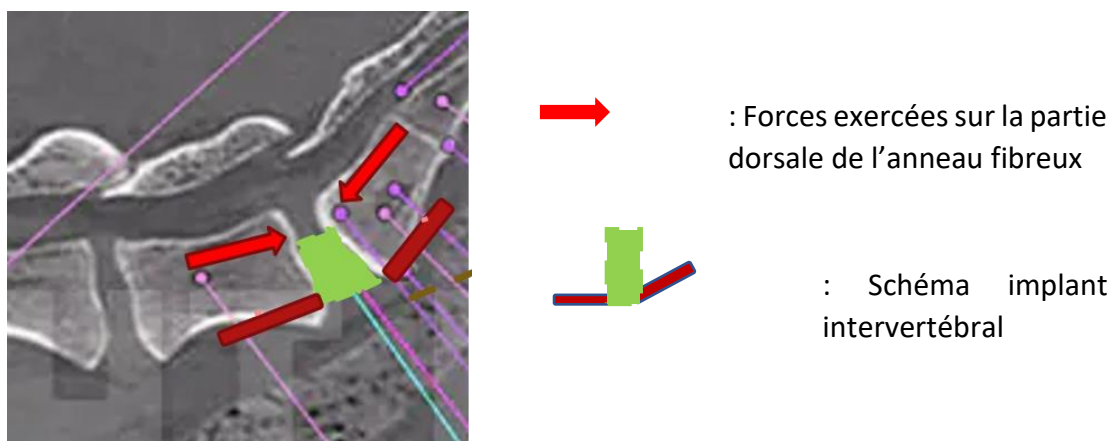
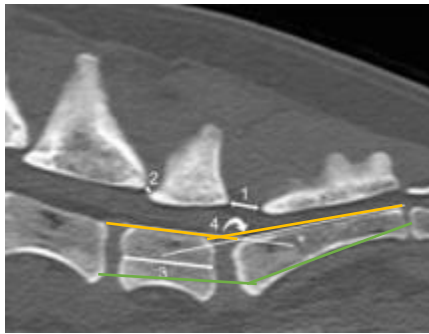


Figure 55 : Schématisation du risque de bascule

3) Angle lombo-sacrée

Dans la plupart des méthodologies de mesures LS, l'angle est évalué au niveau de la partie dorsale des corps vertébraux (50). Cependant, la mise en place de l'implant s'effectue par voie ventrale. Dans le cadre de cette étude, la détermination de l'angle LS est donc plus intéressante par voie ventrale. Des problématiques ont cependant été soulevées par rapport à la mesure de cet angle. Selon les races et la pathologie, les valeurs sont amenées à varier. Néanmoins, l'idée ici est de se rapprocher tant que possible de l'angulation physiologique permettant une décompression de la moelle épinière. La singularité de la production additive est aussi de pouvoir moduler cette valeur selon les besoins du receveur. (Figure 56)



— : Positionnement des axes de mesure en dorsal

— : Positionnement des axes de mesure en ventral

Figure 56 : Image scanner coupe sagittale de la région lombo-sacrée chez le chien

4) Espace intervertébral

La structure en trapèze du DIV LS impose de faire deux mesures pour l'évaluation de l'espace intervertébral. Une première mesure est effectuée au niveau ventral du CV pour donner l'espace intervertébral ventral et une au milieu de la vertèbre pour l'espace intervertébral dorsal.

La partie dorsale de l'AF étant conservée, la mesure de l'espace intervertébral dorsal s'effectue à mi-hauteur vertébrale. La prise de valeur n'a pas été faite à $0,6 * \text{hauteur du CV}$ afin de légèrement sous-estimer la hauteur de l'implant. Les productions de tissus mous étant fréquentes dans les processus dégénératifs, une marge de sécurité est nécessaire afin de s'assurer que la décompression de la moelle sera bien effective en post-opératoire.

Au niveau du design de l'implant, la valeur de l'espace intervertébral est surestimée de 0,2 mm, pour s'affranchir des risques liés à l'écrasement osseux entre deux vertèbres.

L'espace intervertébral connaît quelques variations selon le positionnement de l'animal. Le décubitus dorsal est intéressant car il offre un aplanissement du canal vertébral par extension de la jonction LS, ce qui réduit la compression des racines nerveuses de la moelle épinière.

B) Fixations de l'implant

1) Pattes d'attaches

Les pattes d'attaches occupent plusieurs fonctions. La première est le maintien de l'implant vertébral. L'idée est que la partie intervertébrale ne glisse pas par gravité, les pattes d'attache offrent donc un support pour éviter ce phénomène. La deuxième est d'assurer la rigidité du montage pour permettre l'arthrodèse des deux corps vertébraux adjacents. D'un point de vue biomécanique, les pattes doivent supporter les contraintes biomécaniques de la région d'intérêt, jusqu'à ce que l'ostéo-fusion se fasse.

Un premier modèle avec un léger déport des vis a été pensé. L'idée était de répartir au mieux les forces et éviter l'arrachement du dispositif. Cependant, ce déport implique une épaisseur d'os trop faible en partie latérale de la vertèbre, avec un risque plus important de fracture vertébrale. Des attaches trop larges entraînaient aussi un espace mort entre le socle de l'implant et la vertèbre. Cet effet est délétère pour la mise en place des vis de fixation. Le choix s'est orienté vers des pattes ayant la même largeur que la partie intervertébrale du dispositif. (Figure 57)

La partie ventrale de la vertèbre étant naturellement concave, un modèle de cale avec des pattes épousant la forme de la vertèbre a été pensé. Toutefois, la présence d'éventuels ostéophytes dans un stade avancé et les contraintes liées à une production additive et non soustractive rendent cette éventualité plus complexe. Une abrasion modérée et planifiée en préopératoire semble plus facile à mettre en œuvre.



Figure 57 : Schématisation des risques liés à un déport des pattes d'attaches

2) Disposition et orientation des vis

En ce qui concerne les vis, la longueur et largeur des pattes d'attache influencent directement le nombre de vis et leur disposition. Initialement, les pattes d'attaches avaient une longueur de $0,5 * \text{longueur du CV}$. Néanmoins, cette solution n'offrait pas la possibilité de mettre plus de deux vis avec des têtes de 2,7. En raison des contraintes biomécaniques qui sont exercées sur le disque, des vis supplémentaires sont donc nécessaires. Pour répondre à ce besoin et limiter au maximum l'arrachement du dispositif, la répartition et orientation des vis ont été imaginées de la façon suivante :

- Deux vis bicorticales centrales divergentes, angles à définir en amont de l'intervention, dirigées vers les pédicules de la vertèbre
- Deux vis latérales bicorticales non divergentes, plus courtes pour ne pas pénétrer le canal vertébral

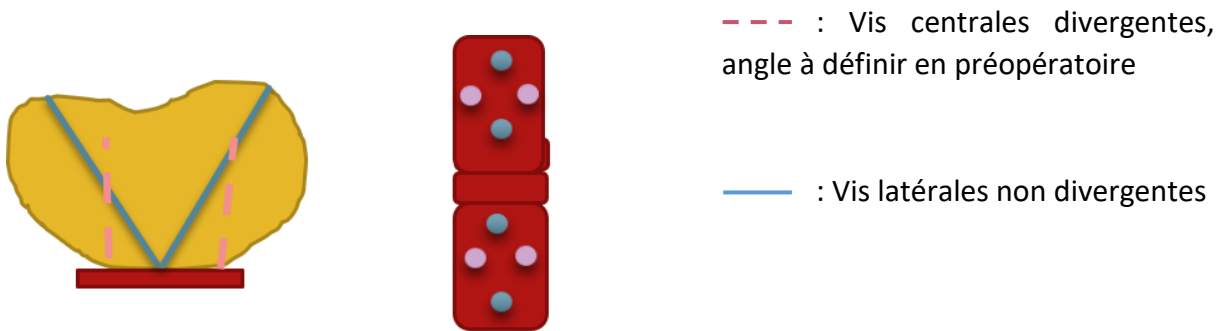


Figure 58 : Schématisation de la disposition et orientation des vis d'attache de l'implant

Par ailleurs, un retrait excessif de matériel osseux dans cette zone enlève l'os cortical. Cette étape peut être délétère pour la mise en place des vis. La résistance offerte par la partie spongieuse de l'os est moins intéressante d'un point de vue biomécanique et le type de fixation passe de bi-corticale à mono corticale.

Partie III : Validation du dispositif médical patient spécifique

I- Validation pré-clinique

A) Préparation des pièces anatomiques

1) *Antériorité des études sur rachis*

a. Chez l'Homme

Chez l'Homme, les études les plus récentes du rachis sont effectuées majoritairement dans le cadre d'essais biomécaniques. Cependant, les modèles biomécaniques utilisés pour les études sur l'homme ne peuvent être appliqués aux animaux, du fait de la différence d'orientation du rachis par rapport au sol entre l'homme bipède et le chien quadrupède. (52).

Cependant, les procédés de conservation de pièces anatomiques peuvent être utilisés dans le cadre de l'étude. Selon la littérature, pour conserver au mieux les propriétés anatomiques et biomécaniques du rachis, une congélation à -20°C avec une imprégnation au NaCl 0,9% est conseillé.(53) Par la suite, lorsque les rachis sont utilisés pour les essais ex-vivo ou biomécaniques, une décongélation lente (5°C sur 12 heures) est nécessaire. (28)

b. Chez les carnivores domestiques

En ce qui concerne les étapes de dissection et de conservation, la plupart des études biomécaniques chez les carnivores domestiques sont similaires à celles utilisées chez l'Homme. (22), (54)

La divergence majeure concerne la partie dissection. Selon les critères à évaluer, ou la méthodologie choisie par les auteurs, les tissus mous environnant le rachis peuvent être totalement conservés (55). Dans d'autres cas, seules les structures ligamentaires sont conservées (56) ou totalement retirées (57).

Dans le cadre de l'étude, le choix s'est orienté vers une dissection complète des tissus mous et une dissection partielle qui seront explicitées dans la partie suivante.

2) *Méthodologie utilisée pour l'étude*

Dans le cas de l'étude, des rachis de chiens ont été récupérés auprès des services d'anatomie, de chirurgie ou d'histopathologie, après approbation du projet par le comité d'éthique de l'établissement VetAgroSup – Campus vétérinaire de Lyon (Numéro : 2065).

Afin d'isoler la partie d'intérêt, l'ensemble des organes abdominaux et les parois abdominales ont été retirées. Par la suite, le rachis a été sectionné après la dernière vertèbre thoracique. Une fois cette étape réalisée, deux méthodologies furent utilisées. Dans un premier groupe, les muscles paravertébraux et ligaments furent retirés, tout en laissant les disques intervertébraux. Dans un second groupe, les rachis furent disséqués de la même manière mais les ligaments supraépineux, intervertébraux et les disques intervertébraux ont été conservés.

Une fois les manipulations effectuées, les rachis ont été imbibés de NaCl 0,9%, enroulés dans du papier absorbant et conservés à -10°C, au sein des congélateurs d'anatomie.

Le but de cette démarche est de pouvoir utiliser les rachis dans le cadre d'essais mécaniques en préservant autant que faire ne se peut, les propriétés des ligaments conservés.

Les rachis sélectionnés pour l'étude sont exempts d'affection dégénérative au niveau de la région LS. La sélection s'est également effectuée selon les critères épidémiologiques et la disponibilité des pièces anatomiques.

L'ensemble des pièces disponibles pour l'étude a été résumée dans le tableau XII suivant.

Tableau xii : Récapitulatif des pièces anatomiques de l'étude

	Type de chien	Poids	Sexe
Rachis n°1	Berger Allemand	20-25 kg	Mâle (5ans env)
Rachis n°2	Setter	20-25 kg	Mâle (>5ans)
Rachis n°3	Beagle	10-15kg	Femelle (5ans)
Rachis n°4	Berger (?) Ligament supra épineux	20-25kg	Mâle (Abs tête)
Rachis n°5	Type caniche	5 kg	Non évaluable
Rachis n°6	Type American Staffordshire	15 – 20 kg	Non évaluable
Rachis n°7	Type Américian Staffordshire	15-20 kg	Non évaluable
Rachis n°8	Type Labrador	25 kg	Non évaluable
Rachis n°9	Rotweiller	35 – 40 kg	Non évaluable
Rachis n°10	Chien types Berger	15-20 kg	Non évaluable

B) Evaluation du dispositif

1) Méthodologie utilisée en humaine

La littérature qui traite de validation de dispositifs implantables est surtout basée sur les essais biomécaniques, à la suite de l'implantation des dispositifs. (58) Les études se basent sur la cinématique du rachis secondaire à la mise en place des spacers intervertébraux. (59)

Dans le cadre de cette thèse, l'évaluation du dispositif n'ira pas jusqu'aux essais biomécaniques, mais s'arrêtera aux tests de correspondances. Le contrôle permettra de valider le design de l'implant par rapport à la région d'intérêt et de valider les fonctions principales.

2) Critères contrôlés dans l'étude

Dans le cadre de l'étude, la difficulté principale est la mesure des caractéristiques de l'espace intervertébral L7-S1. Après chaque nouvelle conception par ordinateur, les implants sont vérifiés avant tout essai ex-vivo.

L'ensemble des côtes de l'implant sont déterminées grâce aux mesures des vertèbres L7 et S1. De fait, les mesures de la hauteur, largeur, épaisseur de l'espace intervertébral sont réalisées. La mesure de l'angle L7-S1 détermine l'angulation des pattes d'attaches du dispositif.

Le détail des différentes parties de l'implant sont décrites dans les figures 59 et 60 qui suivent. La côte EID correspond à l'espace intervertébral dorsal et l'EIV à l'espace intervertébral ventral.

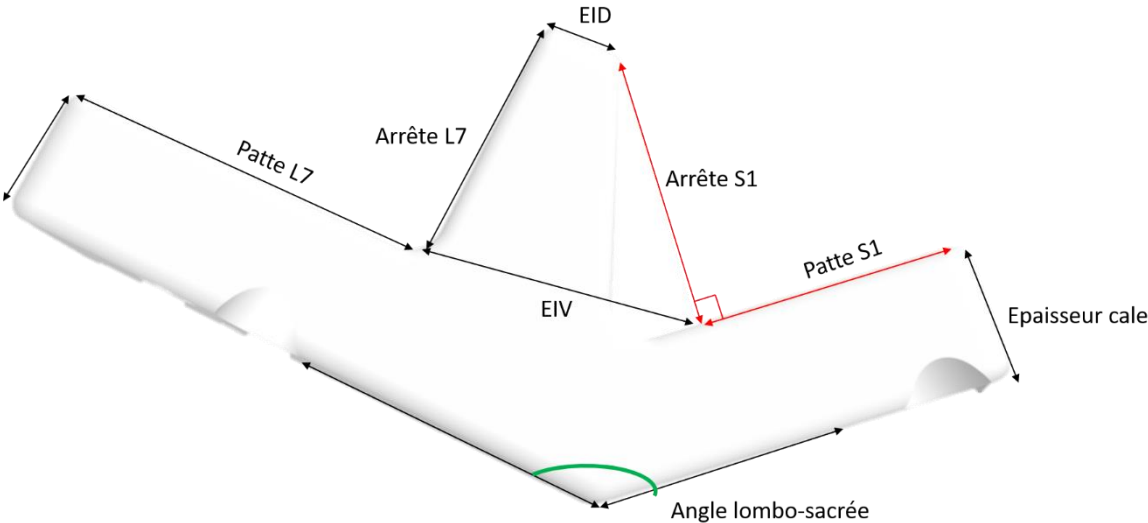


Figure 59 : Détail du vocabulaire relatif à l'implant - vue de profil

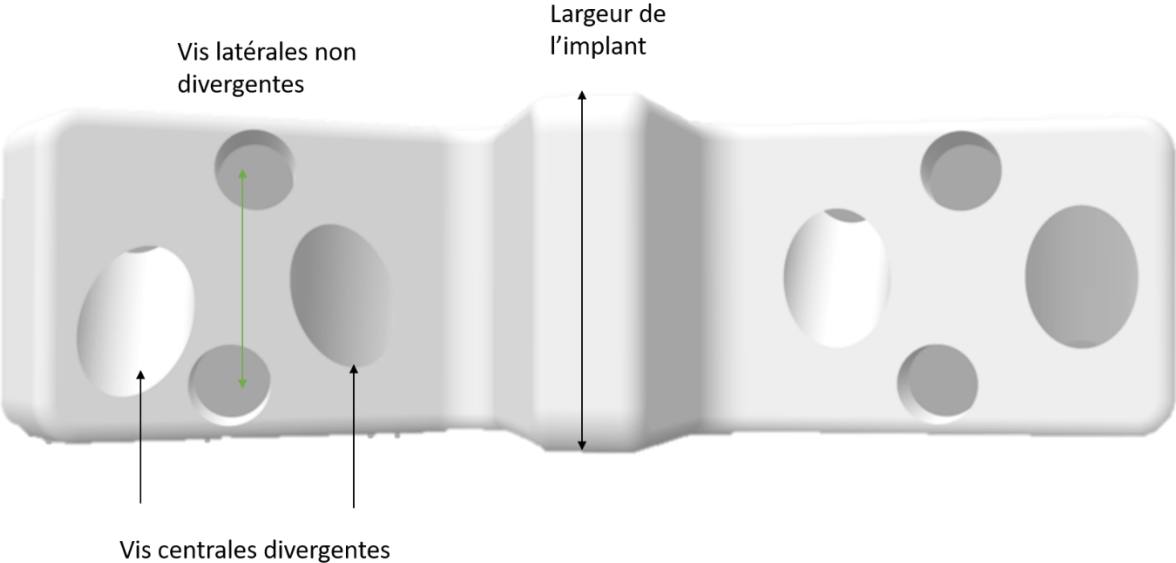


Figure 60 : Détail du vocabulaire relatif à l'implant - vue du dessus

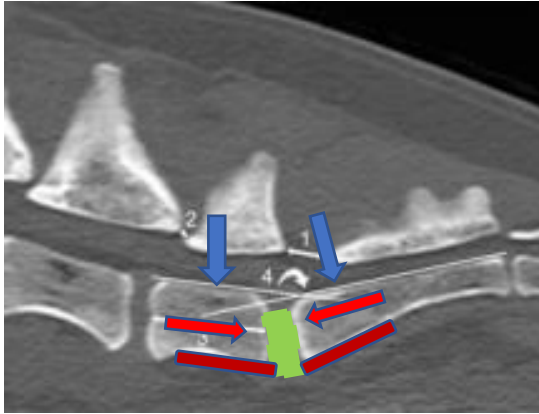


Figure 61: Schéma de l'influence de l'angulation des pattes d'attache sur la région lombo-sacrée

Sur la figure 61, les flèches bleues schématisent les forces exercées par l'implant si l'angle des pattes d'attache est « plat ». Dans ce cas, le rachis est en flexion, ce qui réduit la décompression de la moelle.

Dans le cas contraire, un angle trop aigu provoquerait un risque pincement dorsal du DIV (flèche rouge).

Dans les deux cas, une angulation différente des pattes d'attaches par rapport à l'angle physiologique compromet la mise en place de l'implant.

Dans un second temps, le contrôle s'effectue par implantation du dispositif dans la région LS. Cette étape présente un double intérêt, non seulement le design et les côtes de la prothèse pourront être vérifiés, mais aussi la justesse des mesures obtenues.

Les risques liés à une variation trop importante entre les dimensions physiologiques et de l'implant sont résumés dans le tableau XIII suivant.

Tableau xiii : Facteurs de risques selon la côte concernée

Côte concernée	Surévaluée	Sous-évaluée
<i>Hauteur</i>	Compression de la queue de cheval	Bascule de la vertèbre dorsalement
<i>Largeur</i>	Compression des racines nerveuses latérales Retrait total du matériel discal sur la largeur Risque de fracture vertébrale latérale lors de la mise en place des vis	Ecrasement des corps vertébraux
<i>Espace intervertébral dorsal</i>	Pas de décompression de la queue de cheval Compression des disques vertébraux adjacents	Pas de restauration de la hauteur du disque vertébral physiologiques
<i>Espace intervertébral ventral</i>	Bascule des corps vertébraux dorsalement	Non-respect de la forme trapézoïde du DIV

II- Validation par implantation du dispositif

A) Implantation sur pièces anatomiques

1) Préparation de l'espace intervertébrale

a. Discectomie

Dans le cadre de l'étude, une discectomie partielle est effectuée via l'abord ventral. La partie ventrale de l'AF ainsi que le NP sont retirées (Figure 62). La largeur de la discectomie est fonction de la largeur de la partie intervertébrale du dispositif (Figure 63). Pour se faire, le rachis a été positionné de façon à mimer un décubitus dorsal (Processus épineux au contact de la table).



Figure 62: Illustration de la discectomie partielle sur un disque sain

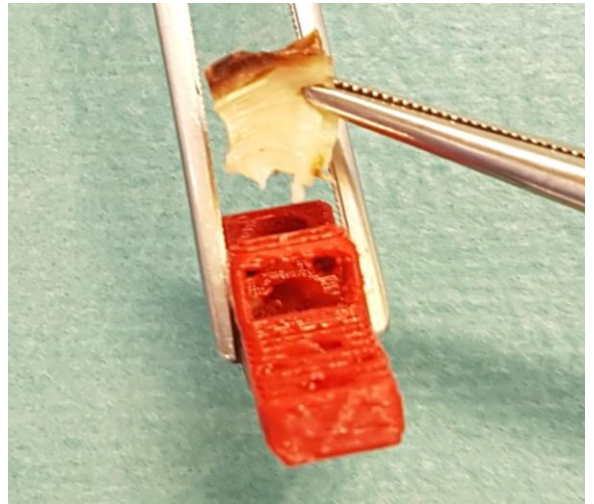


Figure 63: Photo discectomie partielle en fonction de l'implant



Figure 64: Illustration de la discectomie partielle sur pièce anatomique – Photo personnelle

Cette étape permet ensuite d'insérer l'implant dans l'espace intervertébral L7-S1 (Figure 64).

b. Modelage vertébral

Afin d'assurer une meilleure congruence entre l'implant et le CV, un modelage vertébral est nécessaire. Dans la plupart des pathologies, une production d'ostéophytes est présente. Cependant, pour optimiser la fixation de l'implant, la partie corticale du CV doit être conservée tant que possible. Une insertion des vis effectuée uniquement dans le l'os spongieux n'assurerait pas un ancrage suffisamment solide et réduirait ainsi la résistance à l'arrachement du dispositif implantable (Figure 65)

Par ailleurs, l'orientation des vis est d'un intérêt majeur afin de respecter les corridors de sécurité. Cet espace correspond à la zone où les vis peuvent être insérées au sein des corps vertébraux afin de ne pas léser les racines nerveuses (Queue de cheval ou racines latérales) qui émanent des vertèbres. Cette même divergence des vis permet aussi d'augmenter la taille des vis insérées et augmente donc la surface de contact entre les vis et les CV.

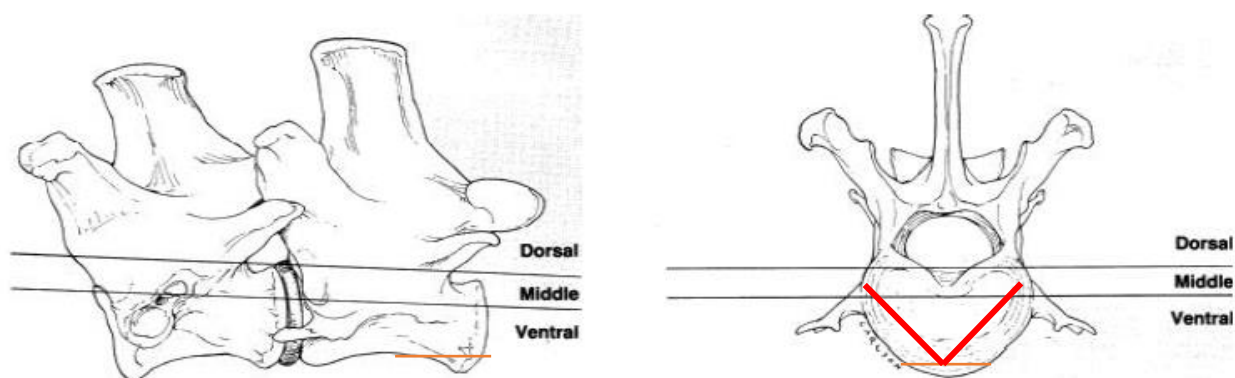


Figure 65 : Schématisation du fraisage vertébral (Ligne orange) – Fixation des vis centrales divergentes (Ligne rouge) (10)

Par ailleurs, le fraisage intervertébral s'effectue également, de façon modérée, sur les plateaux vertébraux. L'idée de cette étape est de créer un saignement léger afin que l'ostéofusion se fasse. De plus, la surface dentelée de l'implant sera donc plus en contact avec la partie spongieuse de l'os.

2) *Mise en place du dispositif intervertébral*

a. *Insertion dans l'espace intervertébral*

Une fois les étapes de la discectomie partielle et éventuel remodelage vertébral effectués, l'implant est inséré dans la zone d'intérêt. Lors de l'intervention, le chien est placé en décubitus dorsal. De fait, le rachis est en extension, ce qui augmente la décompression des racines nerveuses.

Sur la figure 66, l'insertion dans l'espace intervertébral est illustrée avec la version n°4 de l'implant. Avant même de glisser la cale dans l'espace entre les vertèbres L7 et S1, la position des pattes par rapport aux vertèbres est un élément à contrôler. Dans l'exemple ci-dessous, les pattes suivent bien les corps vertébraux. De fait, l'insertion et la fixation peuvent être effectuées.



Figure 66: Insertion implant V4 sur pièce anatomique - Photo personnelle

b. Fixation du dispositif

Après l'insertion de l'implant dans la zone d'intérêt, la fixation est réalisée à l'aide de vis verrouillées bi-corticales. Sur la photo ci-dessous (Figure 67), des broches ont été insérées dans les foramens prévus pour les vis centrales divergentes afin de vérifier leur insertion.



Figure 67: Fixation du dispositif - Vis centrales divergentes bi corticales – Photo personnelles implant n°3

L'angle décrit entre les broches et le plan sagittal du rachis respecte bien l'angle de divergence déterminé sur les images scanners. Par ailleurs, aucune fracture vertébrale n'a été observée au cours du forage. Des radiographies en post insertion ont permis de confirmer l'absence de fracture vertébrale (Figure 68)

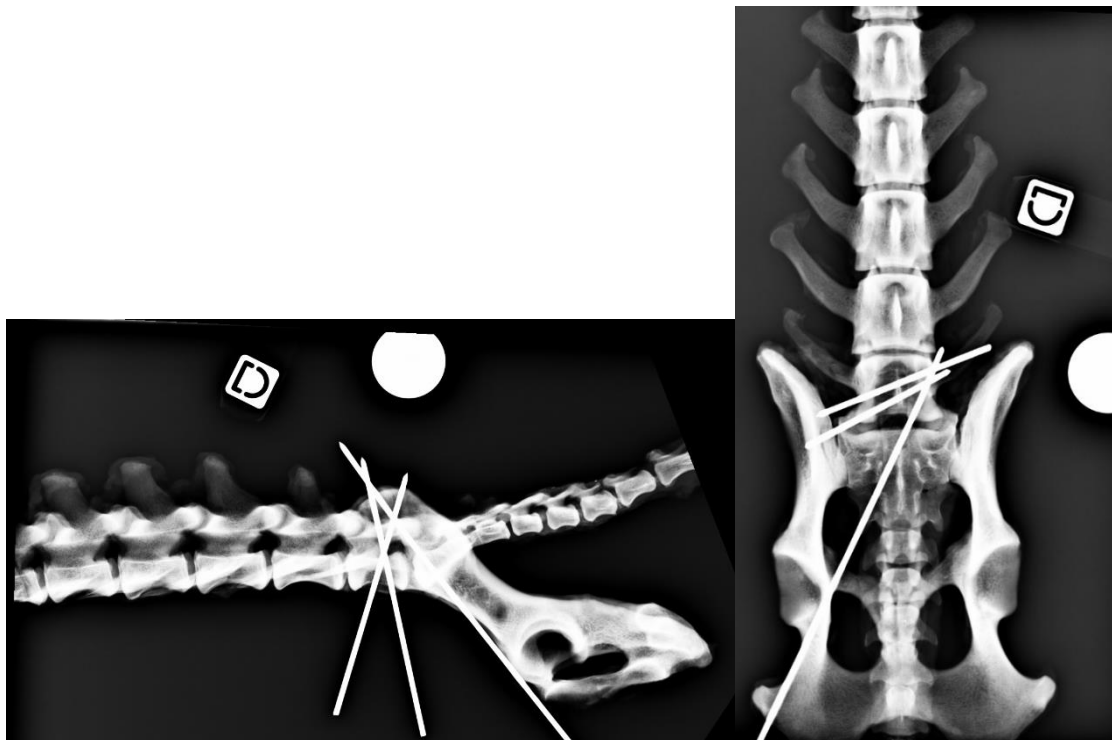
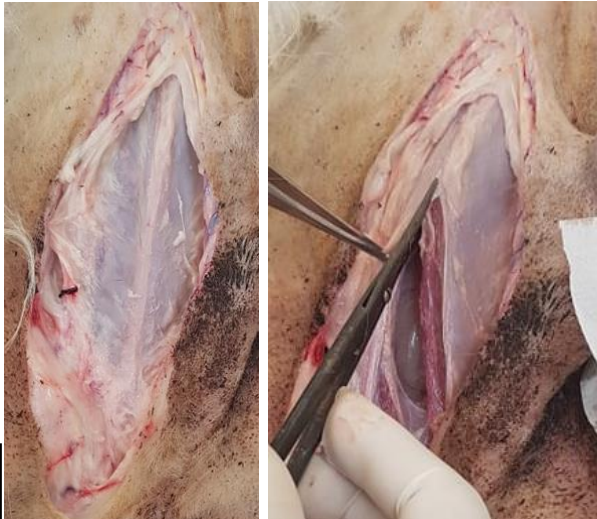


Figure 68 : Radiographie effectuées à la suite de l'insertion des broches

B) Implantation sur modèle *ex vivo* canin

1) Réalisation de la voie d'abord

Toujours dans une optique de validation de l'implant intervertébral, la voie d'abord ainsi que la mise en place du dispositif intervertébral ont été réalisées. Pour se faire, le modèle choisi a été un chien Golden Retriever mâle d'un poids d'environ 30kg. Aucune pathologie au niveau de la région LS n'a été rapporté dans le dossier médical de l'animal. (Figure 69)



L'animal est placé en décubitus dorsal avec les membres pelviens en extension. Une laparotomie avec une incision allant de l'ombilic au pubis est réalisée. (5)

Figure 69: Incision de la peau (A) et de la ligne blanche (B)



Une fois la ligne blanche incisée, le contenu de la région pelvienne est accessible. La vessie est réclinée caudalement, les intestins grêles crânialement et le côlon descendant est retracté latéralement. (5)

Les espaces vertébraux lombaires sont ainsi visualisables. L'espace vertébral d'intérêt L7-S1 est mis en évidence à la palpation du rachis, au niveau d'une rupture de pente de ce dernier. (Figure 70)

Figure 70: Accès à l'espace vertébral L7-S1

2) Mise en place du dispositif

Une fois la partie d'intérêt dégagée, l'implant est tout d'abord apposé dans sa zone d'insertion avant de réaliser la discectomie. Cette étape permet d'évaluer si l'implant respecte bien les contraintes, notamment la taille, au niveau des vertèbres d'intérêt.

Ensuite, l'étape de discectomie est réalisée afin de dégager l'espace nécessaire à la mise en place de la cale intervertébrale.



Sur la figure ci-contre, l'essai avait été effectué avec la version n°2 de l'implant. Les modifications à réaliser sur ce modèle sont celles résumées précédemment.

Bien que le design de l'implant n'ait pas été satisfaisant, l'étape importante de cet essai était aussi de contrôler l'aisance de la fixation du dispositif. Pour la fixation sur S1, le pubis n'a pas interféré l'utilisation des ancillaires. De même la mise en place des vis sur L7 n'a pas été compromise par des organes ou formations anatomiques. (Figure 71)

Figure 71: Mise en place du dispositif intervertébral

C) Modifications du dispositif à la suite des implantations

1) Version n°1 de l'implant

Tableau xiv : Photo de la version 1 de l'implant - Photos personnelles



a) Angle lombo-sacrée et pattes d'attaches

Sur la **version n°1**, l'angle LS est bien respecté. Néanmoins, l'angle entre la partie intervertébrale et la patte d'attache ne permet pas l'insertion d'une vertèbre.

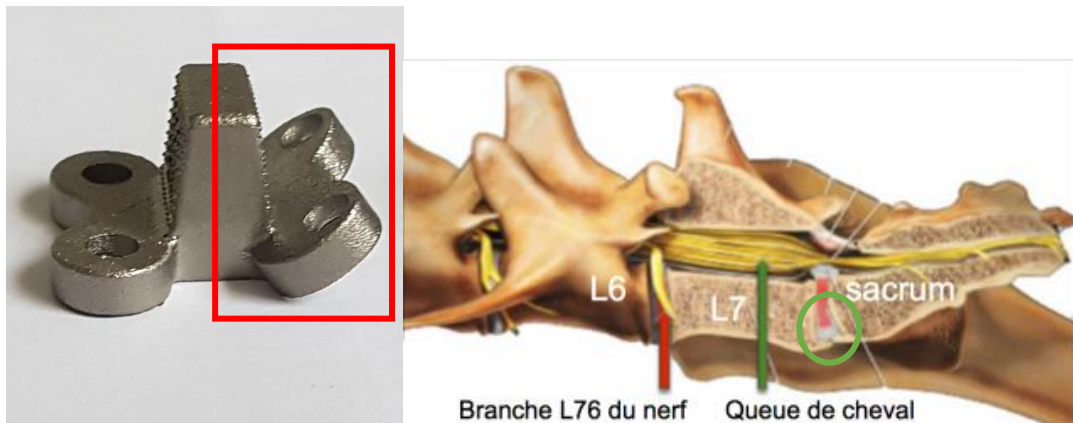


Figure 72 : Mise en évidence de l'angle entre les pattes d'attaches et l'arrêt de la partie intervertébrale

Sur la figure 72, le rectangle rouge met en évidence que l'angle entre la patte d'attache S1 et l'arrêt relative à S1 est trop aigu pour permettre la bonne congruence avec les corps vertébraux (cercle vert).

Afin de respecter l'angle mesuré, un léger décalage entre les pattes d'attache L7 et S1 est nécessaire, créant ainsi une « marche d'escalier ».

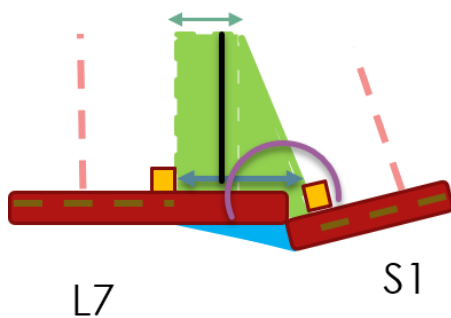


Figure 73 : Schématisation du décalage entre les pattes d'attaches

Sur la figure 73, le triangle bleu met en évidence la « marche d'escalier » qui permet le décalage entre les deux pattes d'attache. Un tel décalage offre une meilleure insertion de l'implant dans la zone d'intérêt.

De plus, un angle droit entre les pattes d'attache et l'arrête correspondante répond à la problématique d'insertion du CV sur la patte d'attache associée.

b) Longueur des pattes d'attache

La patte d'attache sur S1 est trop courte. La longueur a été calculée de telle sorte que : Longueur des pattes = $0,5 * \text{longueur de L7}$. Or une patte d'attache trop courte augmente les risques d'arrachements de l'implant intervertébral, en raison du manque de contact entre la vertèbre et du dispositif. Le raisonnement est donc passé à $0,75 * \text{longueur de L7}$. (Figure 74)

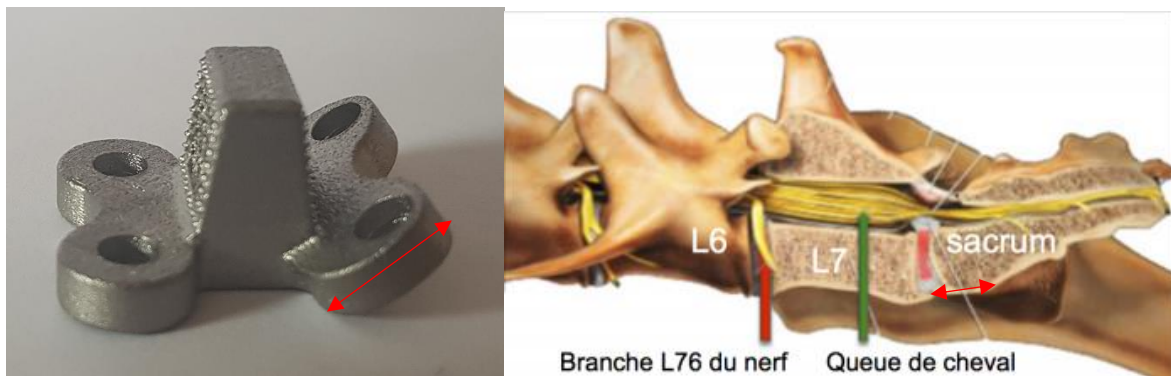


Figure 74 : Mise en évidence de la patte d'attache S1 trop courte (flèche rouge)

c) Orientation des vis

Les vis sur S1 sont parallèles à la patte d'attache et non à l'arrête de l'implant. De fait, la fixation n'est pas possible. Les pointes des vis sont trop proches de l'espace intervertébral, ce qui risque de léser le disque. Sur la figure 75 A, le cercle rouge souligne ce problème. La partie B de la figure représente la correction de cette problématique.

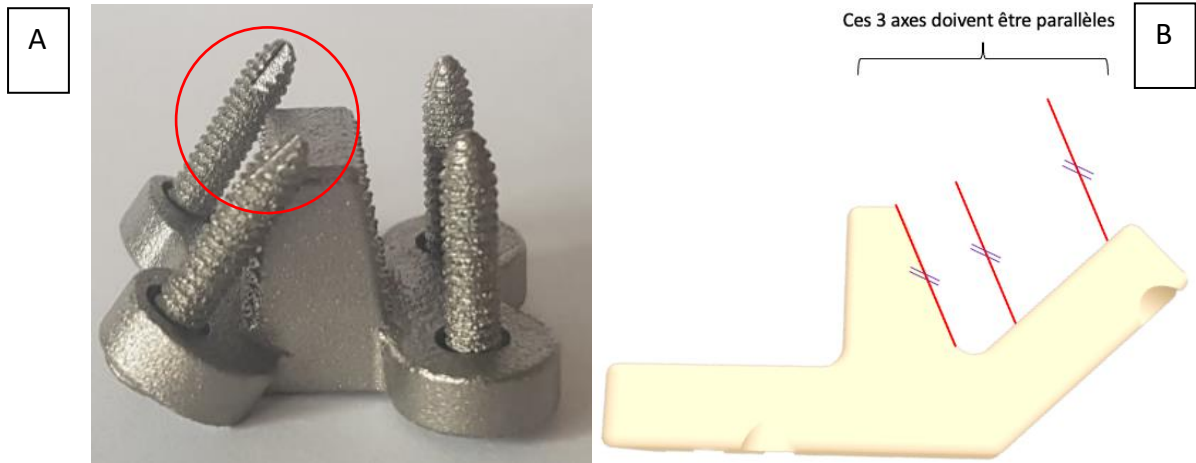


Figure 75 : Schématisation de l'orientation des vis, parallèle à l'arrête de la côte correspondante

L'épaisseur du socle d'attache (4 mm) est satisfaisante pour résister aux forces exercées sur la zone en question. Le diamètre des vis de verrouillage est aussi un élément à conserver. Afin d'augmenter les possibilités d'arrachement de la cage, une divergence des vis dans le plan sagittal serait intéressante à mettre en place (Figure 75).

d) Structure du dispositif

La structure de la cage est globalement satisfaisante. La surface dentelée des arrêtes permet une meilleure congruence de la cage avec les vertèbres et limite l'effet de glissement. La structure trabéculaire répond aux problématiques d'ostéofusion qui participent à l'arthrodèse des deux vertèbres adjacentes. (Figure 76)

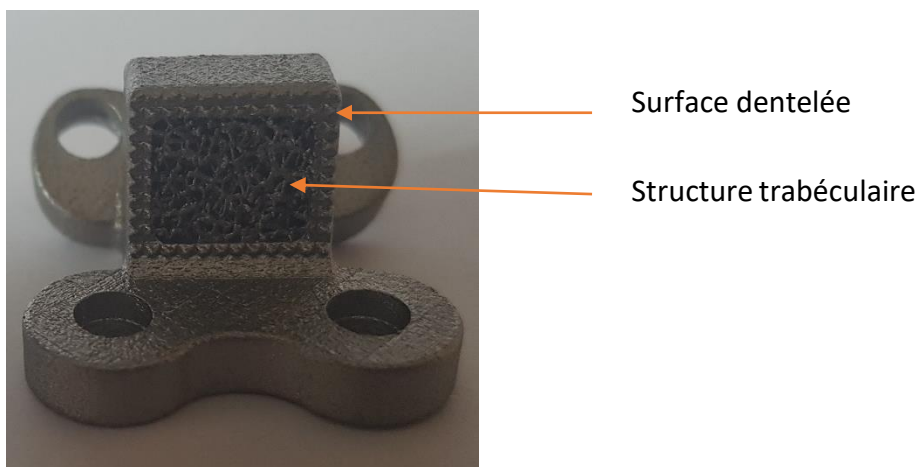


Figure 76 : Mise en évidence des surfaces dentelées et trabéculaires

2) Version n°2 de l'implant

Tableau xv: Photos de la version 2 de l'implant - Photos personnelles



a) Structure du dispositif

Sur la **version n°2**, la surface trabéculaire est étendue aux pattes d'attache de telle sorte à favoriser l'ostéo-intégration entre l'implant et les vertèbres. (Figure 77)

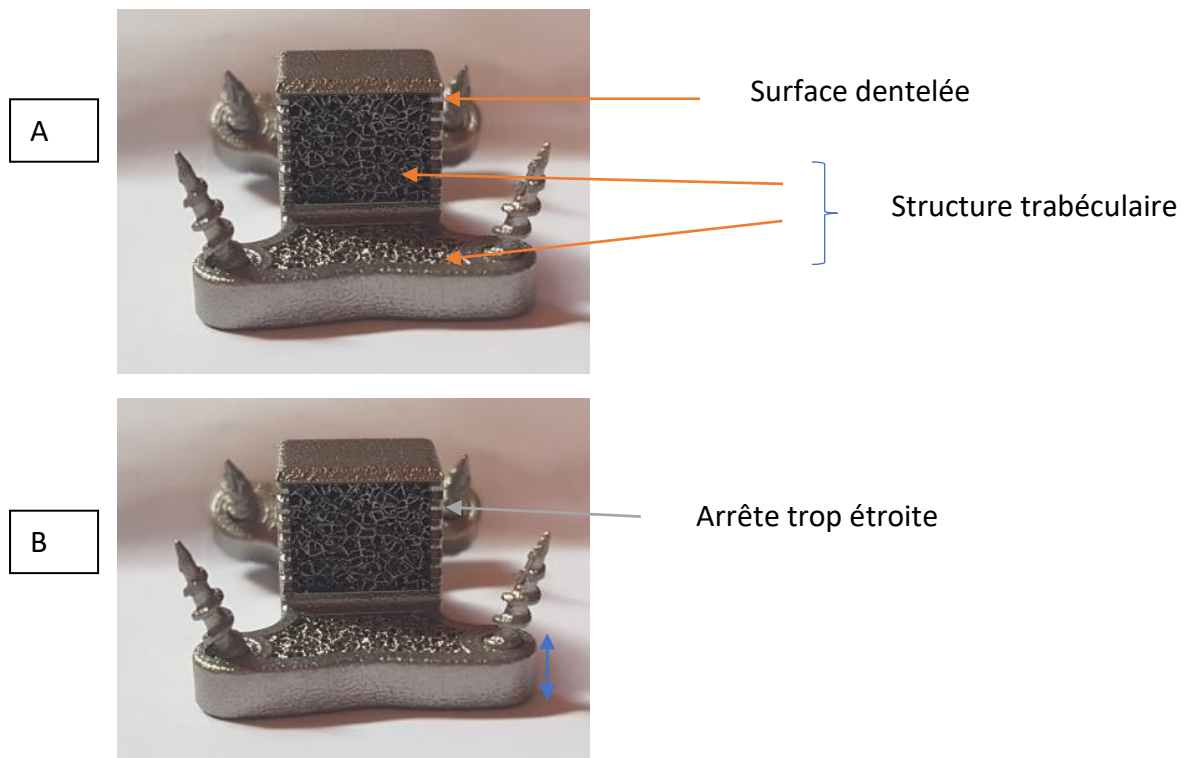


Figure 77 : Mise en évidence des différentes structures et surface du dispositif

Par ailleurs, les arrêtes de la cale mesurent 0,5 mm d'épaisseur au lieu des 1 mm préalablement établis (Flèche grise sur la figure 77 – Partie B). De même pour les pattes d'attache qui ont une épaisseur de 2 mm au lieu des 4 initialement prévus. (Flèche bleu sur la figure 77 – Partie B)

b) Orientation des vis

Les vis sont parallèles à l'arrête de la partie intervertébrale à laquelle elles font face. De plus, ces dernières sont divergentes par rapport au plan sagittal, afin de limiter les risques d'arrachements. (Cercle violet figure 78). Le rectangle rouge met en évidence le bon positionnement des vis par rapport à l'arrête correspondante.

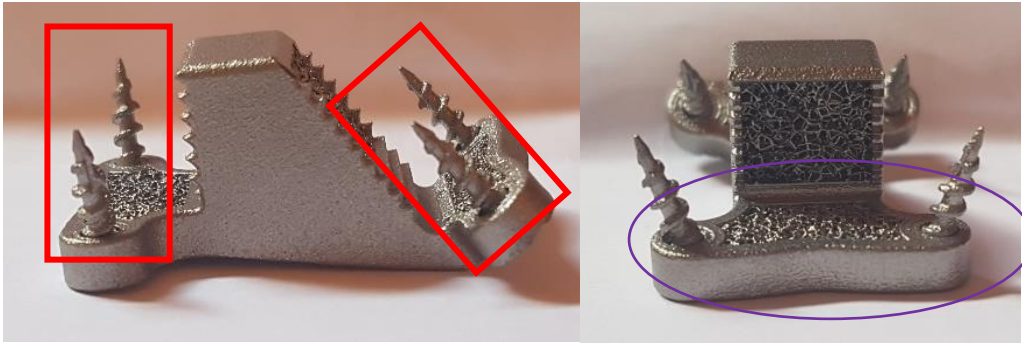


Figure 78 : Mise en évidence du bon positionnement des vis

c) Espace intervertébral

L'espace intervertébral est beaucoup trop important. La partie ventrale a une longueur de 20 mm au lieu des 8 mm prévus initialement. (Flèche rouge sur la figure 78). Par ailleurs, une surestimation de 15% concernant la taille de l'espace intervertébral avait été effectué. Ceci rajoute 0,9mm à la taille de l'espace intervertébral, ce qui est trop important et risque de gêner la mise en place de la cale (Flèche verte figure 79)

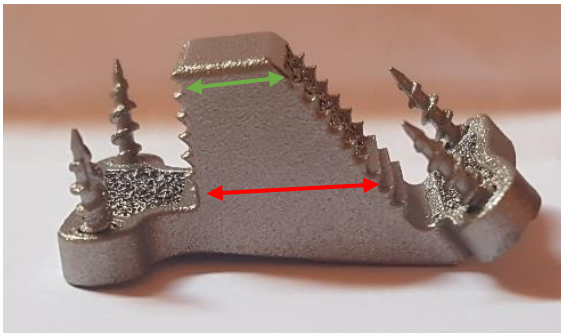


Figure 79 : Mise en évidence des éléments à modifier sur la version 2 de l'implant

d) Hauteur du dispositif intervertébral

La hauteur de la cale est équivalente à la hauteur du CV. Or, le but initial est d'avoir une hauteur de cale = $\frac{3}{4}$ de la hauteur du CV afin de décompresser les racines nerveuses et limiter dans le même temps les risques de compression liées aux productions liées à l'affection. (Flèche jaune figure 80)

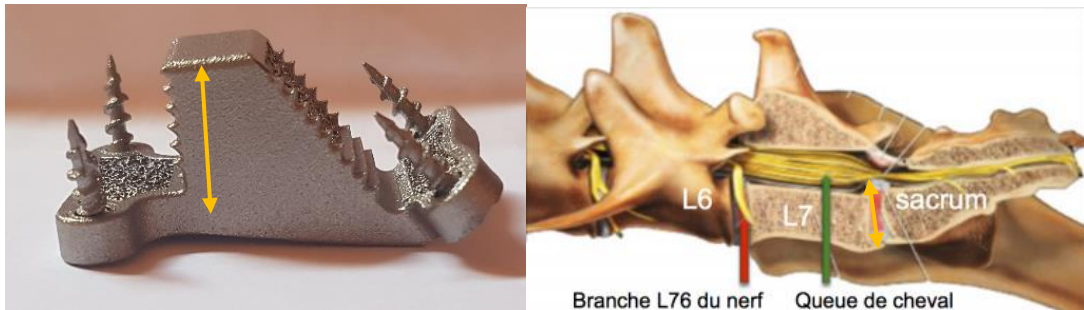


Figure 80 : Illustration de la hauteur de la partie intervertébrale de l'implant

e) Déport des attaches

Afin de limiter au maximum les arrachements, les pattes d'attaches ont été imaginées plus large que la partie intervertébrale. Les vis divergentes sont donc déportées par rapport à la cale (pointillés orange figure 80). Ce déport provoque la sortie des vis des corps vertébraux et une non-congruence de la partie déportée des pattes d'attache avec le CV (Partie B de la figure 81, cercle rouge) Le raisonnement a donc été modifié, la largeur des pattes d'attache sera celle de la largeur de la cale.



Figure 81 : Illustration du déport des vis et des risques engendrés

3) Version n°3 de l'implant

Tableau xvi : Photos de la version 3 de l'implant - Photos personnelles



Sur la **version n°3**, l'angle L7-S1 est identique aux versions précédentes. Cependant, la marche d'escalier déjà présente en version 2, s'avère trop grande ce qui implique plusieurs conséquences.

Le risque de conserver ce décalage est une luxation entre les vertèbres L7 et S1. Sur la figure 82, partie A, le trait noir représente le niveau auquel devrait se trouver la patte S1. La partie B de la figure 82 illustre l'importance du déport par rapport à la vertèbre S1. En effet, le CV de S1 doit être en contact avec la patte d'attache correspondante.

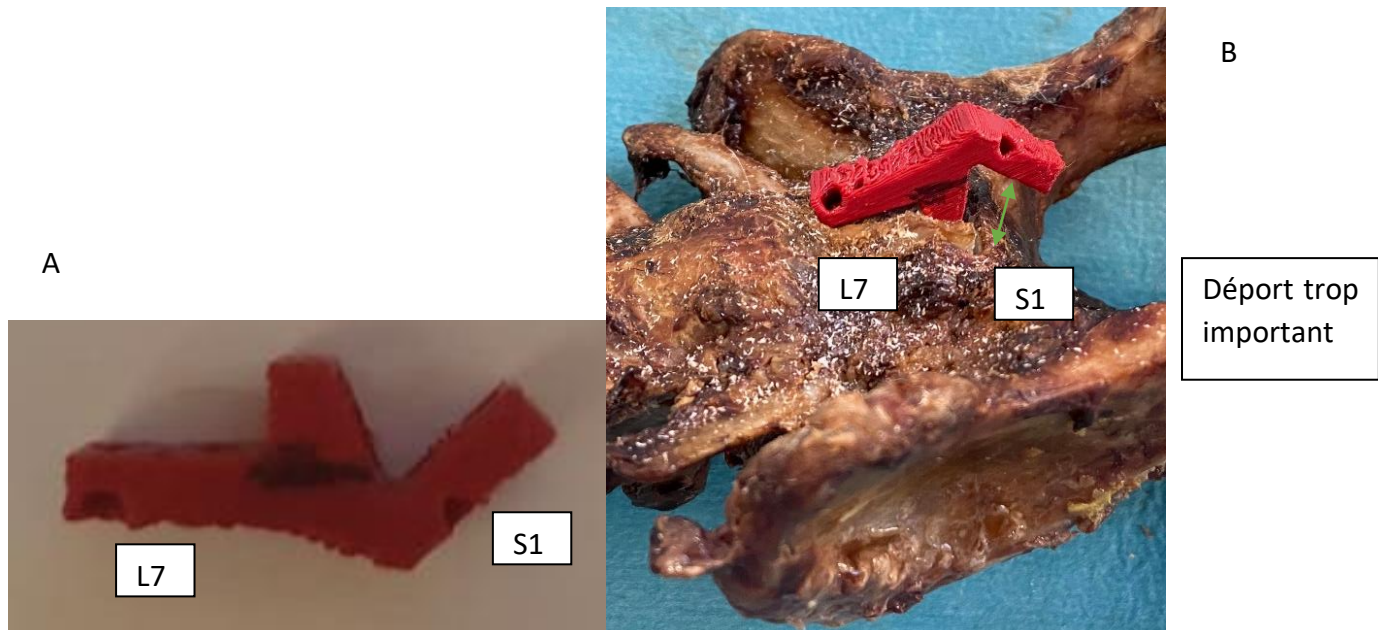


Figure 82 : Mise en évidence du déport trop important

Le fraisage du CV de L7 permet de restaurer le contact entre la patte d'attache et CV de S1. Néanmoins, un fraisage trop important de la vertèbre L7 engendre un retrait de la corticale du CV. Le type de fixation passerait de bi-corticale à mono-corticale. De plus, le corps de la vis se trouve uniquement dans l'os spongieux, ce qui augmente grandement les risques d'arrachements du dispositif.

Sur la figure 83 partie A, la partie corticale est mise en évidence par l'arc de cercle rouge et l'os spongieux par l'hémi-disque vert. La partie B expose le retrait trop important d'os au niveau du CV de L7 (Cercle bleu).

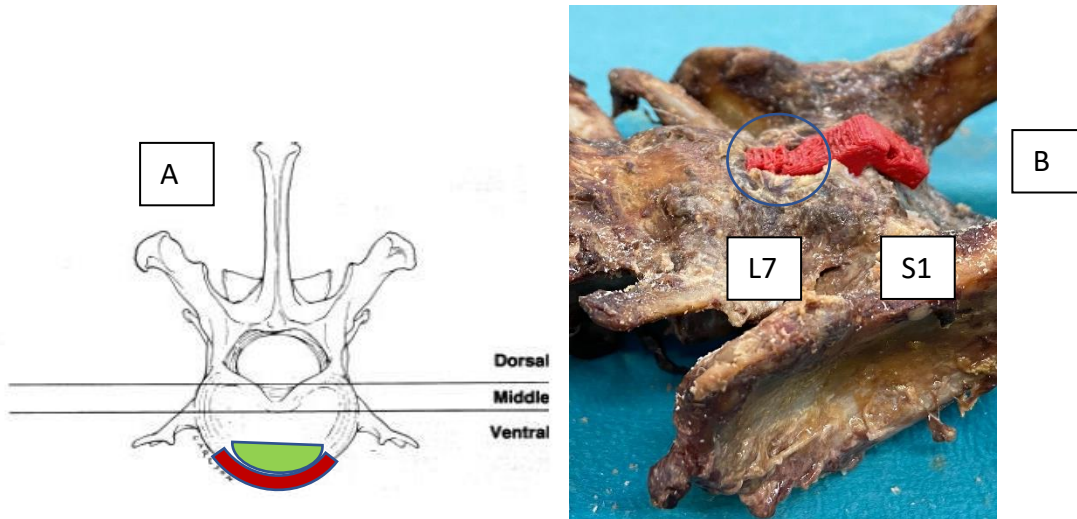


Figure 83 : Illustration des conséquences d'un fraisage trop important

L'orientation des vis est satisfaisante. Le parallélisme entre les vis et l'arrête correspondante est bien respecté. Le risque de léser le DIV est donc réduit. La divergence des vis latérale est aussi présente et satisfaisante. La probabilité d'un arrachement du dispositif est diminuée.

c) Largeur du dispositif

La largeur de la cale est à surestimer davantage. Les forces exercées entre les PV des CV et le dispositif peuvent être à l'origine d'un écrasement osseux. Si cet événement se produit, le DIV serait alors pincé et hernié.

Sur la figure 84 partie A, les flèches rouges représentent les forces d'écrasement exercées sur la zone. La figure 84 partie B met en évidence l'étranglement de la cale par rapport aux CV.

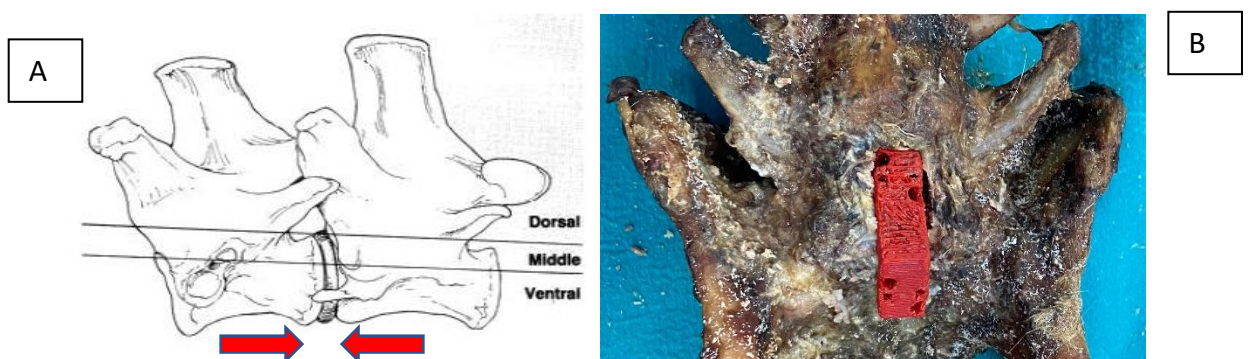


Figure 84 : Illustration des conséquences d'un dispositif trop étroit

4) Version n°4 de l'implant

Tableau xvii : Photos de la version 3 de l'implant - Photos personnelles



Sur la **version n°4**, l'ensemble des critères souhaités pour l'implant sont respectés.

a) Fixation de l'implant

Les pattes d'attache sont assez longues pour permettre une bonne fixation de l'implant. L'augmentation de la surface de contact entre l'implant et le CV, augmente la solidité du montage. (Figure 85)

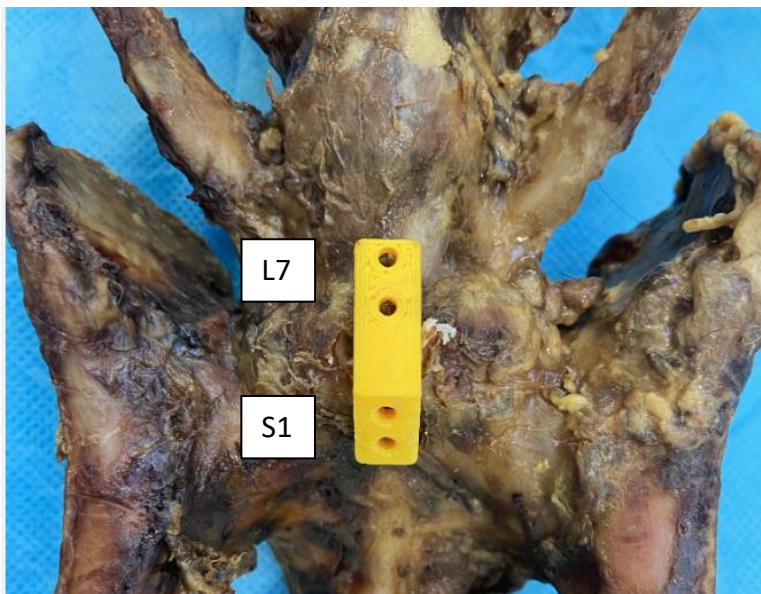


Figure 85 : Photo de l'implant inséré dans la zone d'intérêt - Vue de face

Les vis centrales sont bien divergentes et permettent d'optimiser la fixation de l'implant. Par ailleurs, les vis latérales non divergentes sont correctement positionnées et ne provoquent pas de fractures vertébrales latérales lors de leur mise en place.

b) Angle lombo-sacrée



Figure 86 : Illustration de la bonne insertion de l'implant dans la région lombo-sacrée

L'angle LS est bien respecté. L'implant s'insère correctement dans l'espace d'intérêt. Les pattes d'attache sont en contact avec les deux CV d'intérêt. La suppression du déport permet tout de même une bonne mise en place du dispositif dans l'espace LS. (Figure 86)

L'ensemble de cette réflexion a permis d'affiner le design et les critères que doit respecter le dispositif intervertébral.

III- Discussions

A) Caractéristiques de l'implant

1) Réponses aux fonctions principales et contraintes

Les étapes de discectomie et mise en place de la cale intervertébrale permettent une réponse aux deux principales fonctions contraintes, à savoir la décompression et la stabilisation. La méthodologie de mesures a été validée suite aux résultats obtenus dans la littérature (50), entre les observateurs et à la suite des essais de matching. Les essais ex-vivo sur pièces anatomiques ont permis de valider la voie d'abord et d'adapter les côtes de l'implant. Lors des derniers essais, la stabilisation pouvait déjà être optimisée à l'aide d'une manipulation standard du rachis.

Le seul moyen d'évaluer convenablement la hauteur de l'implant et la décompression de la moelle épinière est le scanner post-implantatoire. Cependant, dans le cadre de l'étude cette pratique n'a pas pu être mise en place. Seuls des contrôles radiographiques ont été effectués, ce qui a permis de vérifier le positionnement des vis au sein du CV et leurs divergences.

Par ailleurs, la fonction contrainte des vis verrouillées n'a pas pu être contrôlée. L'idéal aurait été de réaliser la fixation avec les vis verrouillées prévues à cet effet. Dans un souci budgétaire, cette étape sera à effectuer dans le même temps que les essais biomécaniques sur rachis.

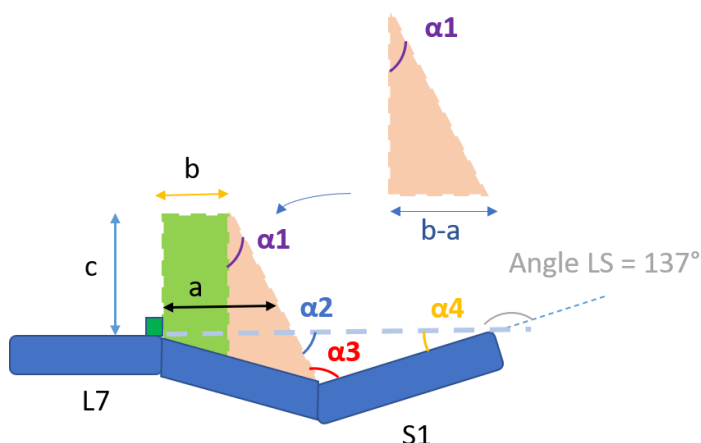
2) Design de l'implant

Le design de l'implant répond aux problématiques de distraction et stabilisation des corps vertébraux. La partie intervertébrale s'insère bien dans la région d'intérêt. La surface dentelée offre une meilleure accroche à l'implant et limite bien les risques de glissement de ce dernier. Une fois celui-ci mis en place, la stabilisation des corps vertébraux est objectivée par mobilisation manuelle de L7 et S1.

Les limites élastiques et plastiques de l'implant sont encore à déterminer, grâce à des essais biomécaniques. Par ailleurs, il serait intéressant de comparer sur un même rachis la mobilité avant l'implantation et en post implantation.

Lors du design de l'implant et de la définition des côtes, un nombre de contraintes trop important a été rencontré. Ceci explique pourquoi la version n°2 du dispositif intervertébral ne correspondait pas aux critères préétablis. La figure 88 illustre les contraintes rencontrées lors de la schématisation de la version n°2.

L'idée était d'avoir un angle α_3 égale à 90° afin que la patte d'attache soit perpendiculaire à l'arrête de la partie intervertébrale de l'implant. Par ailleurs, dans le but de respecter au mieux le critère semi-patient spécifique de l'implant, l'angle LS est également imposé selon les valeurs obtenues lors des mesures. Néanmoins, du fait des valeurs imposées pour les côtes a, b, c sur la figure 87, il n'était plus possible d'imposer les valeurs pour l'angle α_3 et angle LS.



a = Espace intervertébral ventral
 b = Espace intervertébral dorsal
 c = Hauteur de la partie intervertébrale

- $\alpha 1 = \tan^{-1}\left(\frac{a-b}{c}\right)$
- $\alpha 2 = 180 - \alpha 1 - 90$
- $\alpha 4 = 180 - \text{Angle LS}$
- $\alpha 3 = 180 - \alpha 2 - \alpha 4$

Figure 87: Schématisation des contraintes imposées à la version 2 du dispositif intervertébral

Bien que les versions suivantes aient permis de surmonter ce problème, cet évènement met en lumière les limites du design qui laissent peu de marges de manœuvre.

B) Adaptation patient spécifique

1) Adaptation selon l'affection

Afin de répondre au critère patient spécifique, l'idéal aurait été de réaliser un scanner sur pièce anatomique, designer un implant patient spécifique et évaluer spécifiquement ce dispositif. Cependant, ces étapes très onéreuses n'ont pas été possibles. De fait, le dispositif actuellement créé est un basé sur des gammes de poids moins larges que ce qui a pu se faire jusqu'à récemment.

Pour répondre au mieux à la problématique patient spécifique, les gammes de poids de chiens pourraient être réduites (gamme de 5 kg) afin d'augmenter la précision du dispositif. Les valeurs de mesures obtenues sur des patients éligibles au dispositif pourraient ainsi être comparées aux valeurs de référence. Ensuite, les données obtenues rentrées dans un tableur afin d'obtenir les côtes de l'implant.

Dans le cas de remaniements sévères, les valeurs de références seraient une base de référence afin de se rapprocher au mieux des conditions anatomiques saines de la région LS.

2) Difficultés liées aux races

Lors des mesures sur les images scanners, des races comme le bouledogue présentaient de variations importantes de mesures pour la région LS. De fait, les caractéristiques pour cette race sont plus difficiles à obtenir.

Par ailleurs, les images scanners utilisées pour les mesures ont été acquises dans le cadre de bilan d'extension en cancérologie ou lors de diagnostic d'hernies discales. Les races et la population de chiens utilisées pour la base de données n'est donc pas homogène. Les scanners obtenus à la suite des hernies discales soulèvent aussi la question d'éventuelles affections sous-jacentes qui pourraient modifier légèrement les caractéristiques de la région LS.

Conclusion

La jonction lombo-sacrée est la région du rachis qui présente le plus de mobilité chez le chien. De plus, les forces de propulsion et de tractions qui s'exercent lors des mouvements en font une zone avec une sollicitation plus importante.

Cette particularité favorise les affections multifactorielles de la région lombo-sacrée. La dégénérescence du disque intervertébral est la conséquence majeure d'une instabilité. Lorsque celle-ci est chronique ou sévère, une hernie discale peut en découler. Les hernies discales ou productions d'otéophytes peuvent conduire à la compression des racines nerveuses et de la queue de cheval. Des troubles neurologiques ainsi que des douleurs importantes en sont la conséquence.

La prise en charge des hernies discales non résolues avec un traitement médical est chirurgicale. Selon la région du rachis où se trouve la hernie, la décompression chirurgicale s'effectue usuellement par une corpectomie en région cervicale ou par une hémi laminectomie en région thoraco-lombaire. Bien que ces méthodes permettent une décompression de la moelle épinière ou racines nerveuses, l'instabilité vertébrale en est souvent augmentée. Les risques de dégénérescences adjacentes ou de récurrences sont ainsi augmentées.

Des nouvelles méthodes chirurgicales qui utilisent des cales intervertébrales se développent chez l'homme. La restauration de l'espace intervertébral est ainsi obtenue. Un dispositif intersomatique permet en effet de répondre à la fois à une décompression des formations nerveuses mais également à la stabilisation des vertèbres adjacentes au disque supprimé. Une arthrodèse satisfaisante assure enfin la pérennité de la mise en traction.

L'idée d'un dispositif patient spécifique permet d'adapter l'implant au besoin (épaisseur du disque, anatomie de l'unité vertébrale concernée) et offre une meilleure prise en charge de l'affection en augmentant les chances de réussite de l'intervention chirurgicale. Pour se faire, un certain nombre de contraintes doivent être respectées. La première problématique réside dans la détermination des caractéristiques de la région d'intérêt afin de concevoir l'implant. L'utilisation d'images en coupe telle que le scanner et l'établissement de méthodes de mesures répétables et reproductibles sont primordiales. La seconde problématique repose sur la production propre de l'implant. L'utilisation de matériau biocompatibles et une fixation optimale est nécessaire afin de limiter tous phénomènes d'arrachements ou glissements. Plusieurs études récentes sur les rachis des carnivores domestiques donnent accès à la méthodologie à mettre en place.

Dans notre thèse, nous avons réalisé la validation des méthodes de mesure et de conception du dispositif a été réalisée grâce à des implantations ex-vivo. Des mesures réalisées sur une base de données radiographiques et scanners ont permis d'établir un ensemble de caractéristiques que devaient remplir l'implant. Ces propriétés sont adaptables au patient éligible à l'implantation du dispositif. Dans le même temps, la voie d'abord ventrale, décrite récemment en région lombo sacrée a été employée pour valider l'utilisation des ancillaires nécessaires à la mise en place du dispositif. Au terme de nos études de faisabilité, il nous est donc possible de proposer un implant patient spécifique en situation clinique.

Par ailleurs, bien que l'implant ait été réfléchi au niveau de la région lombo-sacrée, la réflexion et l'utilisation d'un tel dispositif intersomatique peut également se faire à d'autres endroits du rachis.

Bibliographie

1. DE RISIO, L, THOMAS, W et SHARP, N. Degenerative Lumbosacral Stenosis. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. janvier 2000. Vol. 30, n° 1, pp. 111-132.
2. WORTH, A., MEIJ, B et JEFFERY, N. Canine Degenerative Lumbosacral Stenosis: Prevalence, Impact And Management Strategies. *Veterinary Medicine: Research and Reports*. 2019. Vol. Volume 10, pp. 169-183.
3. TOBIAS, Karen M. et JOHNSTON, Spencer A. (éd.). *Veterinary surgery: small animal*. St. Louis, Mo : Elsevier, 2012. ISBN 978-1-4377-0746-5.
4. DA SILVA, A, BERNARD, F. et BARDET, J.-F. Caudal cervical arthrodesis using a distractable fusion cage in a dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2010. Vol. 23, n° 03, pp. 209-213.
5. O'RIORDAN, J, MOISSONNIER, P et KIRBY, B. Ventral Surgical Approach to the Lumbosacral Joint in the Dog: Ventral Surgical Approach to the Lumbosacral Joint in the Dog. *Veterinary Surgery*. 2013. Vol. 42, n° 1, pp. 85-90.
6. BARONE, R. *Arthrologie et myologie*. Paris : Vigot, 2000. ISBN 978-2-7114-8186-6.
7. BARONE, R. *Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome premier, Tome premier*,. Paris : Vigot, 2010. ISBN 978-2-7114-9160-5.
8. JOHNSTON, Spencer A et TOBIAS, K. *Veterinary surgery: small animal*. 2018. ISBN 978-0-323-32065-8.
9. WIDMER, W et THRALL, D. Canine and Feline Vertebrae. In : *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. Elsevier, 2018. pp. 249-270. ISBN 978-0-323-48247-9.
10. EVANS, Howard Ensign et DELAHUNTA, Alexander (éd.). *Miller's anatomy of the dog*. 4. ed. St. Louis, Mo : Elsevier, 2013. ISBN 978-1-4377-0812-7.
11. FINGEROTH, J et THOMAS, W. *Advances in intervertebral disc disease in dogs and cats*. Ames, Iowa : John Wiley & Sons Inc, 2015. ISBN 978-1-118-94036-5.
12. FUHRER, L., FANUEL-BARRET, D. et MOISSONNIER, P. Chirurgie du rachis. In : *Neurologie du chien et du chat*. Elsevier, 2007. pp. 249-294. ISBN 978-2-294-01284-6.
13. RAMIREZ, O et THRALL, D. A REVIEW OF IMAGING TECHNIQUES FOR CANINE CAUDA EQUINA SYNDROME. *Veterinary Radiology and Ultrasound*. 1998. Vol. 39, n° 4, pp. 283-296.
14. FLETCHER, T. F. et KITCHELL, R. L. Anatomical studies on the spinal cord segments of the dog. *American Journal of Veterinary Research*. 1966. Vol. 27, n° 121, pp. 1759-1767.
15. HOERLEIN, B. F., REDDING, R. W., HOFF, E. J. et MCGUIRE, J. A. Evaluation of dexamethasone, DMSO, mannitol, and solcoseryl in acute spinal cord trauma. *The Journal of the American Animal Hospital Association (USA)*. 1983.

16. HANSEN, H. A pathologic-anatomical study on disc degeneration in dog: With special reference to the so-called enchondrosis intervertebralis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1952. Vol. 23, n° sup11, pp. 1-130.
17. COLLÈGE DES ENSEIGNANTS DE NEUROLOGIE, CRÉANGE, A, DE RISIO, L et ZUBER, M. *Neurologie*. 2019. ISBN 978-2-294-76169-0.
18. FRASER, J, HUANG, R, GIRARDI, F et CAMMISA, F. Pathogenesis, presentation, and treatment of lumbar spinal stenosis associated with coronal or sagittal spinal deformities. *Neurosurgical Focus*. 2003. Vol. 14, n° 1, pp. 1-9.
19. JANSSENS, L., BEOSIER, Y. et DAEMS, R. Lumbosacral degenerative stenosis in the dog: The results of epidural infiltration with methylprednisolone acetate: a retrospective study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2009. Vol. 22, n° 06, pp. 486-491.
20. JENSEN, R, JENSEN, T, KOES, B et HARTVIGSEN, J. Prevalence of lumbar spinal stenosis in general and clinical populations: a systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*. 2020.
21. ECK, J, ECK, J et VACCARO, A. *Surgical Atlas of Spinal Operations*. JP Medical Ltd, 2013. ISBN 978-93-5090-326-1.
22. TEUNISSEN, M., VAN DER VEEN, A. J., SMIT, T. H., TRYFONIDOU, M. A. et MEIJ, B. P. Effect of a titanium cage as a stand-alone device on biomechanical stability in the lumbosacral spine of canine cadavers. *The Veterinary Journal*. 2017. Vol. 220, pp. 17-23.
23. LIBERMANN, S. Stabilisation lombosacrée par brochage cimentage incluant l'iliac : étude clinique sur quatre cas. *Pratique Médicale et Chirurgicale de l'Animal de Compagnie*. 2008. Vol. 43, n° 2, pp. 87-95.
24. BARREY, C et LE HUEC, J-C. Prise en charge de la lombalgie chronique : intérêt d'une nouvelle classification basée sur le mécanisme lésionnel. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 2019. Vol. 105, n° 2, pp. 190-198.
25. MORENO, P. et BOULOT, J. Étude comparative des résultats cliniques à court terme de la prothèse discale lombaire et de l'arthrodèse lombaire antérieure. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*. mai 2008. Vol. 94, n° 3, pp. 282-288. DOI 10.1016/j.rco.2007.12.011.
26. GENITIEMPO, M. Biomaterial in spinal surgery. In : *Bone Repair Biomaterials*. Elsevier, 2019. pp. 341-359. ISBN 978-0-08-102451-5.
27. VAN NOORT, R. Titanium: The implant material of today. *Journal of Materials Science*. 1987. Vol. 22, n° 11, pp. 3801-3811.
28. WANG, W, PEI, B, PEI, Y, LI, H, LU, S, WU, Xueqing, WU, Nan, SHI, Zhenpeng, HAO, Yan et FAN, Yubo. Biomechanical effects of over lordotic curvature after spinal fusion on adjacent

intervertebral discs under continuous compressive load. *Clinical Biomechanics*. 2020. Vol. 73, pp. 149-156.

29. KASHII, M, KITAGUCHI, K, MAKINO, T et KAITO, T. Comparison in the same intervertebral space between titanium-coated and uncoated PEEK cages in lumbar interbody fusion surgery. *Journal of Orthopaedic Science*. 2020. Vol. 25, n° 4, pp. 565-570.

30. MCGILVRAY, Kirk C., EASLEY, J, SEIM, H, REGAN, D, BERVEN, S, HSU, W, MROZ, T et PUTTLITZ, C. Bony ingrowth potential of 3D-printed porous titanium alloy: a direct comparison of interbody cage materials in an in vivo ovine lumbar fusion model. *The Spine Journal*. 2018. Vol. 18, n° 7, pp. 1250-1260.

31. TAKSALI, S, GRAUER, J et VACCARO, A. Material considerations for intervertebral disc replacement implants. *The Spine Journal*. 2004. Vol. 4, n° 6, pp. S231-S238.

32. LADOR, R, REGEV, G, SALAME, K, KHASHAN, M et LIDAR, Z. Use of 3-Dimensional Printing Technology in Complex Spine Surgeries. *World Neurosurgery*. 2020. Vol. 133, pp. e327-e341.

33. MORENO, P. et BOULOT, J. Étude comparative des résultats cliniques à court terme de la prothèse discale lombaire et de l'arthrodèse lombaire antérieure. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*. 2008. Vol. 94, n° 3, pp. 282-288.

34. RANDOLPH, G, SCIOSCIA, T et WANG, J. Lumbar Total Disc Arthroplasty: State of the Data. *Seminars in Spine Surgery*. 2006. Vol. 18, n° 2, pp. 61-71.

35. GORNET, M, BURKUS, J-K, DRYER, R et PELOZA, J. Lumbar Disc Arthroplasty With MAVERICK Disc Versus Stand-Alone Interbody Fusion: A Prospective, Randomized, Controlled, Multicenter Investigational Device Exemption Trial. *Spine*. 2011. Vol. 36, n° 25, pp. E1600-E1611.

36. GEISLER, F. Surgical Technique of Lumbar Artificial Disc Replacement with the Charité Artificial Disc. *Operative Neurosurgery*. 2005. Vol. 56, n° suppl_1, pp. ONS-46-ONS-57.

37. ZIGLER, Jack E. Lumbar spine arthroplasty using the ProDisc II. *The Spine Journal*. 2004. Vol. 4, n° 6, pp. S260-S267.

38. AMELOT, A, COLMAN, M et LORET, J-E. Vertebral body replacement using patient-specific three-dimensional-printed polymer implants in cervical spondylotic myelopathy: an encouraging preliminary report. *The Spine Journal*. 2018. Vol. 18, n° 5, pp. 892-899.

39. BURNARD, J, PARR, W, CHOY, W, WALSH, W et MOBBS, R. 3D-printed spine surgery implants: a systematic review of the efficacy and clinical safety profile of patient-specific and off-the-shelf devices. *European Spine Journal*. 2020. Vol. 29, n° 6, pp. 1248-1260.

40. MOBBS, Ralph J., PARR, W, CHOY, W, MCEVOY, A, WALSH, W et PHAN, K. Anterior Lumbar Interbody Fusion Using a Personalized Approach: Is Custom the Future of Implants for Anterior Lumbar Interbody Fusion Surgery? *World Neurosurgery*. 2019. Vol. 124, pp. 452-458.e1.

41. REINTS BOK, T, VAN STEE, L, WILLEMSSEN, K, BEUKERS, M, GRINWIS, G et MEIJ, B. Lumbosacral Fusion Using Instrumented Cage Distraction–Fixation in a Dog with Degenerative Lumbosacral Stenosis. *VCOT Open*. 2020. Vol. 03, n° 02, pp. e77-e83.
42. WU, Jau-Ching, TU, Tsung-Hsi et MUMMANENI, Praveen V. Spinal Arthroplasty: Differences Between the Cervical and Lumbar Spine. *World Neurosurgery*. septembre 2012. Vol. 78, n° 3-4, pp. 245-246. DOI 10.1016/j.wneu.2011.12.074.
43. TRAYNELIS, V. The Prestige cervical disc replacement. *The Spine Journal*. 2004. Vol. 4, n° 6, pp. S310-S314.
44. KIM, S, LIMSON, M, KIM, S, ARBATIN, J, CHANG, K, PARK, Moon-Soo, SHIN, Jae-hyuk et JU, Yeong-Su. Comparison of radiographic changes after ACDF versus Bryan disc arthroplasty in single and bi-level cases. *European Spine Journal*. 2009. Vol. 18, n° 2, pp. 218-231.
45. JANSSEN, M, ZIGLER, J, SPIVAK, J, DELAMARTER, R, DARDEN, B et KOPJAR, B. ProDisc-C Total Disc Replacement Versus Anterior Cervical Discectomy and Fusion for Single-Level Symptomatic Cervical Disc Disease: Seven-Year Follow-up of the Prospective Randomized U.S. Food and Drug Administration Investigational Device Exemption Study. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2015. Vol. 97, n° 21, pp. 1738-1747.
46. STEFFEN, F, VOSS, K et MORGAN, J. Distraction-Fusion for Caudal Cervical Spondylomyelopathy Using an Intervertebral Cage and Locking Plates in 14 Dogs: Cervical Cage and Locking Plates. *Veterinary Surgery*. 2011. Vol. 40, n° 6, pp. 743-752.
47. SOLANO, M, FITZPATRICK, N et BERTRAN, J. Cervical Distraction-Stabilization Using an Intervertebral Spacer Screw and String-of Pearl (SOP™) Plates in 16 Dogs With Disc-Associated Wobbler Syndrome: Cervical Distraction-Stabilization for Disc-Associated Wobbler Syndrome. *Veterinary Surgery*. 2015. Vol. 44, n° 5, pp. 627-641.
48. JOFFE, M, PARR, W, TAN, C, WALSH, W et BRUNEL, L. Development of a Customized Interbody Fusion Device for Treatment of Canine Disc-Associated Cervical Spondylomyelopathy. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2019. Vol. 32, n° 01, pp. 079-086.
49. JONES, J, CARTEE, R et BARTELS, J. Computed Tomographic Anatomy of the Canine Lumbosacral Spine. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. 1995. Vol. 36, n° 2, pp. 91-99.
50. DI CONCETTO, S, MANDSAGER, R, RIEBOLD, T, STIEGER-VANEGAS, S et KILLOS, M. Effect of hind limb position on the craniocaudal length of the lumbosacral space in anesthetized dogs. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*. 2012. Vol. 39, n° 1, pp. 99-105.
51. JONES, Jeryl C., KIMMETT, Krystina L., SHARP, J, SANDERS, S et WILMOTH, T. CT measures of lumbosacral paraspinal muscle size are not correlated with CT measures of lumbosacral stability in military working Labrador Retrievers. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. 2019. Vol. 60, n° 5, pp. 513-524.

52. VANNEUVILLE, G., COILLARD, Ch, POUMARAT, G., GARCIER, JM et LEMAIRE, JJ. Etude critique des méthodes d'étude de la cinétique du rachis thoracique et lombaire chez l'homme. *Bull Assoc Anat.* 1993. Vol. 77, pp. 27-32.
53. BYDON, M, GOYAL, A et YOLCU, Y. Novel Intervertebral Technologies. *Neurosurgery Clinics of North America.* 2020. Vol. 31, n° 1, pp. 49-56.
54. HOFSTETTER, Martin, GÉDET, Philippe, DOHERR, Marcus, FERGUSON, S et FORTERRE, F. Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Motion Pattern of the Canine Cervical Spine Segment C4–C5. *Veterinary Surgery.* 2009. Vol. 38, n° 1, pp. 49-58.
55. ADAMO, P, KOBAYASHI, H, MARKEL, M et VANDERBY, R. In Vitro Biomechanical Comparison of Cervical Disk Arthroplasty, Ventral Slot Procedure, and Smooth Pins with Polymethylmethacrylate Fixation at Treated and Adjacent Canine Cervical Motion Units. *Veterinary Surgery.* 2007. Vol. 36, n° 8, pp. 729-741.
56. SMOLDERS, L, BERGKNUT, N, KINGMA, I, VAN DER VEEN, A, SMIT, H, KOOLE, Levinus Hendrik, HAZEWINDEL, Herman Anthonie Willem et MEIJ, Björn Petrus. Biomechanical evaluation of a novel nucleus pulposus prosthesis in canine cadaveric spines. *The Veterinary Journal.* 2012. Vol. 192, n° 2, pp. 199-205.
57. VUONO-HAWKINS, M., ZIMMERMAN, M. C., LEE, C. K., CARTER, F. M., PARSONS, J. R. et LANGRANA, N. A. Mechanical evaluation of a canine intervertebral disc spacer: In situ and In vivo studies. *Journal of Orthopaedic Research.* 1994. Vol. 12, n° 1, pp. 119-127.
58. HITCHON, P, EICHHOLZ, K, BARRY, C, RUBENBAUER, P, INGALHALIKAR, A, NAKAMURA, Satoshi, FOLLETT, Kenneth, LIM, Tae Hong et TORNER, James. Biomechanical studies of an artificial disc implant in the human cadaveric spine. *Journal of Neurosurgery: Spine.* 2005. Vol. 2, n° 3, pp. 339-343.
59. KABIR, S, GUPTA, S et CASEY, A. Lumbar Interspinous Spacers: A Systematic Review of Clinical and Biomechanical Evidence. *Spine.* 2010. Vol. 35, n° 25, pp. E1499-E1506.

ELABORATION ET EVALUATION D'UNE PROTHESE INTERVERTEBRALE SEMI PATIENT SPECIFIQUE UTILISEE DANS LE CADRE D'INSTABILITES LOMBO-SACRE CHEZ LE CHIEN

Auteur

LE MERDY Lisa

Résumé

La région lombo-sacrée, zone la plus mobile du rachis des carnivores domestiques est sujette aux dégénérescences discales. Un dispositif intersomatique permet à la fois de décompresser les structures nerveuses mais stabilise les vertèbres adjacentes. L'idée d'un dispositif patient spécifique est d'adapter l'implant au besoin et offre une meilleure prise en charge. L'élaboration d'un tel dispositif s'est fait dans par la détermination des caractéristiques de la région d'intérêt puis par la validation de celui-ci à l'aide d'implantations ex-vivo.

Mots-clés

Intervertébral, Canine, Rachis, Prothèse, Patient Spécifique

Jury

Président du jury : Pr **SOUQUET Jean-Christophe**

Directeur de thèse : Pr **MOISSONNIER Pierre**

1er assesseur : Pr **MOISSONNIER Pierre**

2ème assesseur : Pr **VIGUIER Éric**

Membre invité : Dr **JACQMIN Maxime**

Membre invité : M. **GOIN Bastien**