

SOMMAIRE

	page
SOMMAIRE.....	1
INTRODUCTION.....	5
<u>PREMIERE PARTIE</u> : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	7
I-ANATOMIE DE LA COLONNE LOMBO-SACRALE.....	7
1-Anatomie descriptive.....	7
1.1- Anatomie topographique.....	7
1.2- Ostéologie de la colonne lombo-sacrale.....	7
1.2.1- La septième vertèbre lombaire.....	7
1.2.2- Le sacrum.....	8
1.3- L'articulation intervertébrale lombo-sacrale.....	9
1.3.1- Articulation intercorporéale.....	9
1.3.2- Articulation synoviale.....	10
1.3.3- Les ligaments.....	10
1.4- Musculature lombo-sacrale.....	11
1.5- Neuro-anatomie.....	12
2- Etude fonctionnelle de la colonne lombo-sacrale.....	14
2.1- Généralités sur la mobilité de la colonne lombo-sacrale.....	14
2.2- Comportement biomécanique de la colonne lombo-sacrale.....	15
2.2.1- Statique de la colonne lombo-sacrale.....	15
2.2.2- Stabilité dynamique.....	15
2.3- Les limites de la stabilité vertébrale.....	16
II- LES LESIONS INSTABLES DE LA COLONNE LOMBO-SACRALE.....	17
1-Symptomatologie.....	17
2- Affections congénitales.....	18
2.1- Vertèbres de transition.....	18
2.2- Hémivertèbres.....	19
2.3- Bloc vertébral.....	19
2.4- Spina-bifida.....	19
2.5- Sténose idiopathique lombo-sacrale.....	19
3- Affections acquises.....	20
3.1- Etiologie infectieuse.....	20
3.2- Lésions traumatiques.....	21
3.3- Lésions dégénératives	23
3.3.1- Les hernies discales.....	23
3.3.2- La spondylose vertébrale.....	24
3.3.3- Sténose dégénérative lombo-sacrale.....	24
3.4- Lésions vasculaires.....	26
3.5- Lésions tumorales.....	26
3.6- Sténose iatrogène.....	27

III- LES TRAITEMENTS DU SYNDROME QUEUE-DE-CHEVAL.....	28
1-Traitement médical.....	28
2- Traitement chirurgical.....	29
2.1- Traitement décompressif.....	29
2.1.1- La laminectomie.....	30
2.1.2- Foraminotomie et facetectomie.....	31
2.2- La stabilisation chirurgicale lombo-sacrale.....	32
2.2.1- Le brochage.....	32
a) Le brochage transiliaque.....	32
b) Le brochage facettaire.....	33
c) Brochage ou vissage et polyméthylmétacrylate.....	34
d) Fixation interne segmentée modifiée.....	35
2.2.2- Le vissage.....	35
a) Le vissage facettaire.....	35
b) Le vissage pédiculaire.....	36
2.2.3- Les plaques.....	37
IV- METHODES D'ETUDE DE LA COLONNE LOMBO-SACRALE.....	39
1- Paramètres d'étude biomécanique de la colonne lombo-sacrale.....	39
1.1- Notion de référentiel.....	39
1.2- Unité vertébrale mobile.....	39
1.3- Centre instantané de rotation.....	40
2- Méthodes d'étude de la mobilité lombo-sacrale.....	40
2.1- Les études cliniques.....	40
2.1.1- Matériels et méthodes.....	40
2.1.2- Résultats et discussion.....	41
2.2- Organisation des études biomécaniques.....	42
2.2.1- Etude in vivo.....	42
2.2.2- Etude in vitro.....	43
2.3- Les dispositifs d'étude biomécanique.....	44
2.3.1- Application des efforts sur la colonne vertébrale.....	44
2.3.2- Les systèmes d'acquisition des déplacements.....	44
a) Systèmes de mesure des déplacements avec contacts.....	44
b) Systèmes de mesure des déplacements sans contact.....	45
<u>DEUXIEME PARTIE</u> : ETUDE BIOMECHANIQUE COMPARATIVE.....	47
I- OBJECTIFS DE L'EXPERIMENTATION.....	47
II- MATERIELS ET METHODES.....	48
1- Matériel.....	48
1.1- Animaux et pièces anatomiques.....	48
1.2- Dispositifs de mesure : la 2TM.....	48
2- Méthode.....	48
2.1- Test de faisabilité.....	48
2.2- Préparation des pièces et mode de conservation.....	49
2.2.1-Prélèvement.....	49
2.2.2- Préparation des pièces anatomiques.....	49
2.2.3- Conservation des colonnes lombo-sacrales.....	50
2.3- Dispositif expérimental.....	50

2.3.1- Dispositif d'application des efforts.....	50
2.3.2- Mesure des déplacements.....	52
2.3.3- Acquisition et traitement des données.....	52
2.3.4- Analyse statistique.....	55
2.4- Manipulations réalisées sur les colonnes lombo-sacrales.....	56
III- RESULTATS.....	60
1- Unités vertébrales saines.....	60
1.1- Mobilité en flexion /extension (mobilité dans le plan médian).....	60
1.2- Mobilité en inflexion droite/gauche (mobilité dans le plan frontal).....	61
1.3- Mobilité en torsion (mobilité en rotation axiale).....	61
2- Unités vertébrales déstabilisées.....	62
2.1- Mobilité en flexion /extension.....	62
2.2- Mobilité en inflexion latérale.....	64
2.3- Mobilité en torsion.....	65
3- Unités vertébrales ostéosynthésées.....	66
3.1- Les broches facettaires.....	67
3.2- Les vis facettaires.....	67
3.3- Plaques vissées.....	68
3.4- Brochage et polyméthylmétacrylate.....	69
3.5- Polyméthylmétacrylate et fracture ventrale.....	69
4- Comparaison de la stabilité obtenue par les différents types de montage.....	70
4.1- Stabilisation en flexion/extension.....	70
4.2- Stabilisation en inflexion latérale.....	71
4.3- Stabilisation en torsion.....	72
IV- DISCUSSION GENERALE.....	74
1- Discussion du protocole.....	74
1.1- Le choix du modèle animal.....	74
1.2- Dissection et conservation des pièces anatomiques.....	74
1.3- La méthodologie.....	75
1.3.1- Choix du matériel de mesure.....	75
1.3.2- Choix du protocole.....	75
2- Discussion des résultats.....	76
2.1- Homogénéité des résultats.....	76
2.2- Unités vertébrales saines	76
2.3- Unités vertébrales lésées.....	78
2.4- Unités vertébrales stabilisées <i>in vitro</i>	79
2.4.1- Stabilisation de l'articulation saine.....	79
2.4.2- Stabilisation de l'articulation lésée.....	80
CONCLUSION.....	83
ANNEXES.....	85
BIBLIOGRAPHIE.....	103

INTRODUCTION

La jonction lombo-sacrée a fait l'objet de multiples publications aussi bien en médecine humaine que vétérinaire. L'intérêt porté à cette articulation tient à ces particularités anatomiques et fonctionnelles qui en font le siège d'affections diverses, congénitales ou acquises, communes à l'Homme et à plusieurs espèces animales. Elles se traduisent par une symptomatologie similaire à l'origine de douleurs intenses et de difficultés locomotrices, voire de paralysie des membres pelviens et des sphincters. Leur diagnostic et leur traitement sont souvent délicats et complexes. Les traitements chirurgicaux nécessitent une décompression des racines nerveuses le plus souvent associée à une stabilisation vertébrale qui doit être efficace et bien tolérée à long terme par le patient.

Cette thèse s'inscrit dans le prolongement de travaux de recherche menés par le Docteur Eric VIGUIER (E.N.V.A.) sur l'évaluation des effets de biomatériaux et d'implants rachidiens chez le mouton et chez le chien. Les objectifs de notre étude sont dans un premier temps d'établir les caractéristiques de la mobilité articulaire lombo-sacrée saine et de déterminer les effets d'une déstabilisation iatrogène dorsale progressive. Puis, dans un second temps, nous souhaitons évaluer et comparer les propriétés biomécaniques de diverses ostéosynthèses vertébrales lombo-sacrées.

Dans une première partie bibliographique, nous présenterons donc l'anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne lombo-sacrée, les lésions à l'origine d'instabilité et leur traitement. Nous évoquerons enfin les différentes techniques d'étude du comportement biomécanique de la colonne lombo-sacrée. Dans une seconde partie expérimentale, nous exposerons tout d'abord les objectifs, matériels et méthodologie de ce travail puis les résultats et la discussion de cette étude biomécanique.

PREMIERE PARTIE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I - ANATOMIE DE LA COLONNE LOMBO-SACRALE

La connaissance des éléments anatomiques et fonctionnels relatifs à la jonction lombo-sacrale du chien est indispensable à la compréhension des études lésionnelles et expérimentales qui s'y réfèrent.

1- Anatomie descriptive

1.1- Anatomie topographique

La colonne vertébrale est constituée d'une succession d'os courts, tubéreux et impairs : les vertèbres. Selon leurs spécificités morphologiques correspondant à une adaptation fonctionnelle, on distingue cinq régions : cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et coccygienne (BARONE, 1980 a). La jonction lombo-sacrale est l'articulation située entre la septième et dernière vertèbre lombaire et le sacrum. Elle est unie latéralement aux deux ailes iliaques par une articulation synoviale et une synchondrose fibrocartilagineuse renforcées par les ligaments sacro-iliaques dorsaux et ventraux. La mobilité de cette articulation que seul un traumatisme violent peut dissocier, est nulle.

Crânialement, s'articule la colonne lombaire formant la base de la région du rein. Caudalement, le sacrum se prolonge par la queue constituée des vertèbres coccygiennes dont le nombre varie selon la race et l'individu.

1.2- Ostéologie du rachis lombo-sacral (EVANS, 1993)

Il correspond à la septième vertèbre lombaire et au bloc formé par la fusion des trois vertèbres sacrales : le sacrum. Les dimensions de ces éléments varient de manière importante selon les races mais leurs critères morphologiques restent identiques.

1.2.1- La septième vertèbre lombaire

Elle présente une organisation typique : un corps, un arc vertébral et des reliefs osseux divers présents à sa surface appelés processus. Le corps et l'arc vertébral, par leur union, délimitent le foramen vertébral qui forme, dans la continuité des autres vertèbres, le canal vertébral (figure 1).

Le corps vertébral est de forme cylindroïde et proportionnellement plus long, comme toute vertèbre lombaire, que le corps des vertèbres des autres segments rachidiens. Il présente quatre faces. La face dorsale qui constitue le plancher du foramen vertébral, est caractérisée par un relief médian d'insertion ligamentaire et, de part et d'autre, par une dépression où s'ouvrent des orifices veineux. Sur la face ventrale s'ouvrent de petits foramens nourriciers. Les extrémités crâniale et caudale appelées tête et fosse vertébrales sont à peu près planiformes contrairement aux autres régions où elles sont respectivement convexe et concave. Elles donnent attache aux disques intervertébraux.

L'arc vertébral est constitué de deux lames soudées dorsalement et médialement et reliées au corps par une zone rétrécie : le pédicule vertébral. De chaque côté de l'axe vertébral, les pédicules de deux vertèbres adjacentes ménagent entre eux un espace, le foramen intervertébral relativement large dans cette région, où passent artères, veines et nerfs spinaux. La face dorsale de l'arc porte divers processus :

- le processus épineux, dorsal, médian et impair dont la taille est plus réduite et la forme plus triangulaire (BARONE, 1980 a) que celui de la sixième vertèbre lombaire,
- les processus transverses, pairs et latéraux, orientés crânio-ventralement et effilés en pointe,
- les processus articulaires, pairs et latéraux, situés crânialement à orientation dorsale articulés avec la sixième vertèbre lombaire et caudalement à orientation ventrale unis au sacrum ; ils constituent des diarthroses planiformes,
- les processus accessoires, latéraux, à l'état vestigial,
- les processus mamillaires portés par les processus articulaires crâniens et servant d'attaches musculaires et ligamentaires.

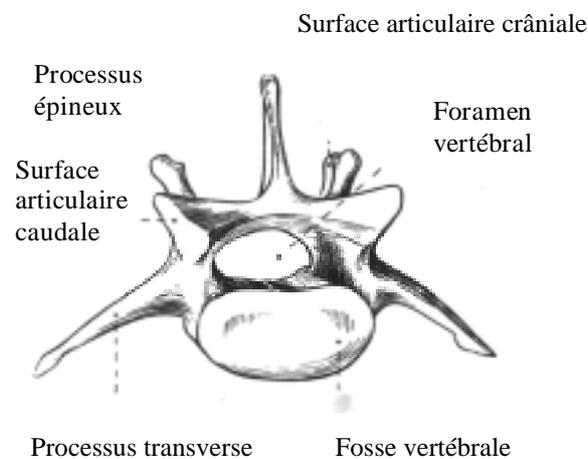


Figure 1 : vue caudale de la septième vertèbre lombaire (d'après EVANS, 1993)

1.2.2- Le sacrum

Cet os volumineux résulte de la fusion précoce au cours du développement des trois vertèbres sacrales. Aplati dorso-ventralement, élargi crânialement et rétréci à son apex, il présente deux faces, une base et un sommet (figure 2).

La face dorsale porte sur le plan médian la crête sacrale médiane résultant de la fusion des processus épineux des trois vertèbres sacrales. Latéralement, les processus mamillo-articulaires sont soudés en une crête sacrale intermédiaire. Elle est longée de part et d'autre par une gouttière où s'ouvrent les foramens sacraux dorsaux destinés au passage des vaisseaux et des nerfs sacraux dorsaux. Crânialement se situent les processus articulaires crâniens de S₁ et caudalement les processus articulaires caudaux de S₃.

La face pelvienne, concave, présente deux lignes transverses témoignant de la soudure des corps vertébraux. Le corps de S₁ est deux fois plus large que ceux de S₂ et S₃ réunis. Latéralement, s'ouvrent deux paires de foramens sacraux pelviens correspondant à l'émergence des nerfs sacrés pelviens et de leurs vaisseaux satellites.

La fusion des premiers processus transverses forme deux ailes latérales dont la largeur décroît caudalement. Elles portent chacune une surface articulaire s'articulant aux faces médiales des ailes de l'ilium (EVANS, 1993).

La base du sacrum s'articule avec la septième vertèbre lombaire. Dorsalement à la tête de la première vertèbre sacrale s'ouvre l'entrée du canal sacral.

L'apex, extrémité caudale du sacrum, s'articule avec la première vertèbre coccygienne. Le canal sacral, très large à la base du sacrum, voit son diamètre mais surtout sa largeur diminuer en direction caudale.

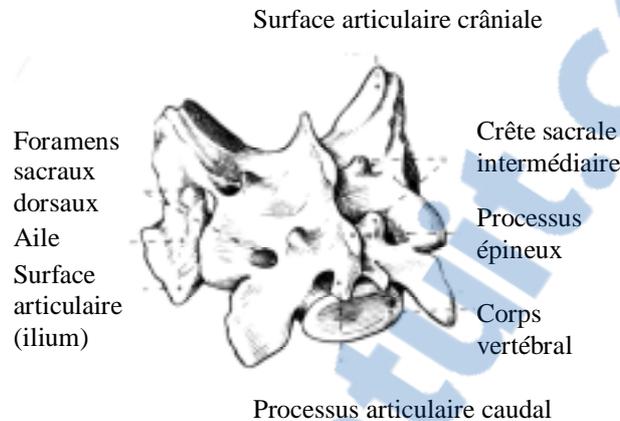


Figure 2 : vue latéro-caudale du sacrum (d'après EVANS, 1993)

1.3- L'articulation intervertébrale lombo-sacrale

La cohésion des éléments osseux est assurée par des surfaces articulaires et par des structures de renforcement capsulaires et ligamentaires (figure 3).

1.3.1- Articulation intercorporéale

Cette articulation fibrocartilagineuse est dite de type amphi-arthroïdiale (HOERLEIN, 1979). Elle est constituée d'un disque intimement moulé à la surface de la fosse vertébrale de L₇ et de la tête du corps de la première vertèbre sacrale, elles-mêmes recouvertes d'une couche de cartilage hyalin. Le disque intervertébral est particulièrement épais à ce niveau et légèrement aplati dorso-ventralement. Sa structure est hétérogène et se compose d'un noyau pulpeux central et d'un anneau fibreux périphérique.

Le noyau pulpeux légèrement excentré dans le tiers dorsal du disque est composé de cellules mésenchymateuses noyées dans une matrice gélatineuse formée de fibrilles collagéniques et de glycosaminoglycanes (EVANS, 1993). La cohésion de cette structure est assurée par son pouvoir de rétention aqueuse directement dépendant de la qualité et de la quantité des éléments constitutifs de la matrice et dont résultent les propriétés mécaniques du disque (SLATTER, 1993).

L'anneau fibreux est constitué de fibres de collagène organisées en faisceaux parallèles et longitudinaux associées à un tissu cartilagineux hyalin et à des fibres élastiques. Les réseaux conjonctifs se regroupent en couches concentriques d'autant plus denses qu'elles sont proches de la périphérie. Dans chaque couche, la direction des réseaux croise en « X » celle des fibres de la couche précédente. Il en résulte une certaine souplesse et surtout une très grande solidité de l'union des corps vertébraux. En se rapprochant du noyau pulpeux, l'anneau prend une consistance plus cartilagineuse et moins fibreuse. L'épaisseur de l'anneau est 1,5 à 3 fois plus fine dans sa partie dorsale que ventrale (SLATTER, 1993).

Le disque subit une dégénérescence avec l'âge et surtout en fonction de la race, ce qui modifie ses propriétés biochimiques et biomécaniques. Ainsi, dans les races chondrodystrophiques (Teckel, Beagle,...), le noyau pulpeux subit une métaplasie chondroïde avant l'âge de deux ans : il devient alors plus cartilagineux et des foyers de calcification apparaissent fréquemment. Chez les races non chondrodystrophiques (Berger Allemand, Labrador, ...), on assiste à l'inverse à une métaplasie fibreuse plus tardive du noyau souvent au-delà de 8 ans et plus rarement associée à une minéralisation. Dans les deux cas, l'anneau fibreux dégénère et subit une modification de la substance interlamellaire induisant une perte de cohésion des lamelles. Ainsi, même si la structure annulaire globale du disque intervertébral reste inchangée, on assiste à la détérioration de ses caractéristiques visco-élastiques et de ses propriétés hydrauliques.

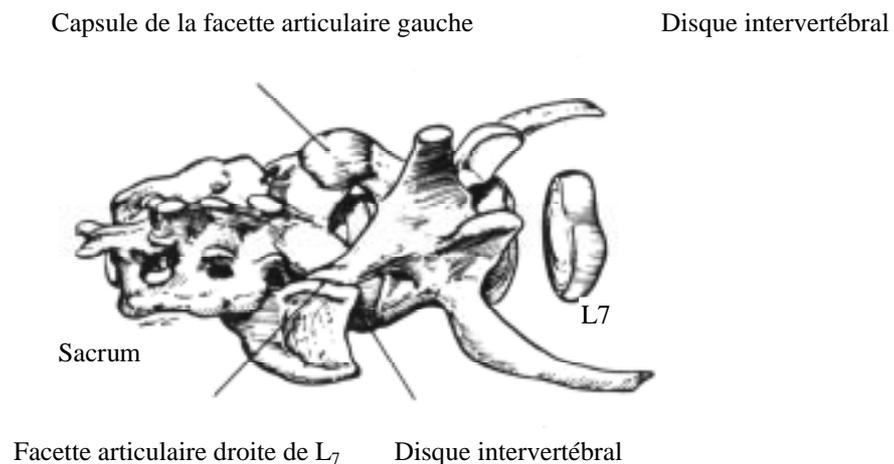


Figure 3 : articulation lombo-sacrée (d'après PALMER et CHAMBERS, 1991 a)

1.3.2- Articulation synoviale

Cette articulation est une diarthrose classique : un cartilage articulaire hyalin recouvrant chaque surface articulaire ; la cohésion est assurée par une capsule articulaire tapissée par une membrane synoviale qui sécrète le liquide synovial. On retrouve ces articulations synoviales entre les processus articulaires de L₇ et S₁. La capsule articulaire assure également la sensibilité par l'intermédiaire des terminaisons nerveuses proprioceptives et nociceptives (EVANS, 1993).

1.3.3- Les ligaments.

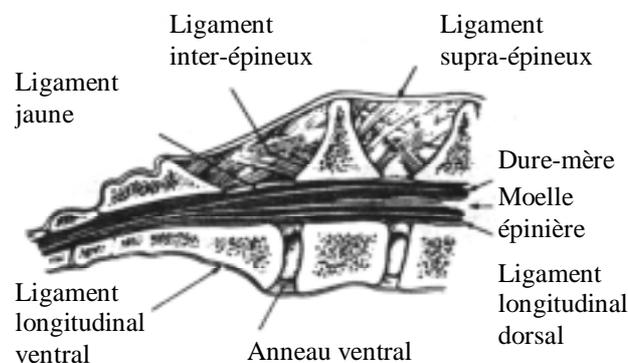


Figure 4 : coupe longitudinale de la région lombo-sacrée du chien (d'après PALMER et CHAMBERS, 1991 a)

On distingue dorso-ventralement (figure 4) :

- le ligament supra-épineux s'insère sur les processus épineux des premières vertèbres thoraciques jusqu'à la troisième vertèbre sacrale. Latéralement, il est en continuité avec le fascia thoraco-lombaire.
- le ligament interépineux relie les processus épineux des vertèbres adjacentes.
- le ligament jaune est une mince couche fibreuse, élastique unissant les lames des vertèbres adjacentes. Il est en continuité latéralement avec les capsules reliant les processus articulaires.
- le ligament longitudinal dorsal couvre incomplètement le plancher du canal vertébral. Il est rétréci au milieu de chaque corps vertébral et s'élargit au niveau de chaque espace intervertébral où il s'insère sur la partie dorsale de l'anneau fibreux (BARONE, 1980 b).
- le ligament longitudinal ventral chemine sur la face ventrale des corps vertébraux et s'étend de l'axis au sacrum. Il est moins résistant que son homologue dorsal.

1.4- Musculature lombo-sacrée (EVANS, 1993)



Figure 5 : muscles épiauxiaux de la région lombo-sacrée (d'après EVANS, 1993)

La musculature intrinsèque et extrinsèque assure une contention supplémentaire (figure 5). Nous l'évoquerons rapidement car les muscles sont excisés lors de la réalisation de cette étude. On distingue :

- dorsalement : ♦ le groupe musculaire iliocostal qui s'étend de l'aile de l'ilium à la septième vertèbre cervicale et dont la subdivision lombaire s'attache sur les processus transverses des vertèbres lombaires. Il participe notamment au maintien et à l'inflexion latérale de la colonne vertébrale,

♦ le muscle sacrocaudal latéral considéré comme le prolongement caudal du muscle longissimus qui est impliqué dans l'extension, l'inflexion latérale et le maintien de la colonne,

♦ le muscle multifide des lombes s'étendant du sacrum à l'axis. Le muscle sacrocaudal médial dorsal en est la continuation caudale. Il participe à la fixation du rachis dans son ensemble. Les muscles rotateurs ne sont retrouvés qu'en région thoracique.

- ventralement : on retrouve le muscle carré des lombes, les muscles petit et grand psoas. Ils assurent le maintien et la flexion de la colonne lombo-sacrée. La flexion de la queue est assurée par les muscles sacrocaudaux ventraux médial et latéral.

Les muscles de la ceinture pelvienne, droit de l'abdomen et oblique externe assument également un rôle majeur dans la flexion et l'inflexion latérale de la colonne vertébrale du thorax au sacrum.

1.5- Neuro-anatomie (EVANS, 1993 ; LANG, 1988 ; LENEHAN, 1983 ; JEFFERY, 1995 ; MORGAN et BAILEY, 1990 ; SCHULMAN et LIPPINCOTT, 1988)

Le canal vertébral abrite la moelle épinière et les racines nerveuses spinales. La moelle est entourée de trois enveloppes méningées : la pie mère, interne, l'arachnoïde, intermédiaire et enfin la dure mère la plus externe. Du tissu adipeux entoure la dure mère et assure la protection de la moelle lors des mouvements vertébraux physiologiques. Le liquide cébro-spinal chemine dans l'espace sous-arachnoïdien et est drainé par les vaisseaux lymphatiques des nerfs spinaux.

La moelle épinière s'achève par une pointe effilée nommée cône médullaire, approximativement au niveau de l'extrémité caudale de la vertèbre L₆ chez le chien, tandis que le sac dural lui, se prolonge légèrement plus caudalement jusqu'à la jonction L₇/S₁. Ces rapports anatomiques varient en fonction de l'espèce, de la race, de la taille de l'individu lui-même. Ainsi, dans les races canines chondrodystrophiques ou de petite taille et chez le chat, le cône médullaire se termine en L₇, en L₁-L₂ chez l'homme (LENEHAN, 1983 ; JEFFERY, 1995). Chez le chat, le sac dural s'étend au-delà de la jonction lombo-sacrée et on sait désormais qu'il en est de même chez 80 % des chiens (LANG, 1988).

Le cône médullaire se prolonge caudalement par les racines nerveuses dorsales et ventrales de L₇, des trois nerfs sacraux et des cinq premiers nerfs coccygiens, réunies sous le terme de queue de cheval par leur forme évocatrice (figure 6). En raison de la croissance différentielle en longueur entre la colonne vertébrale et la moelle épinière lors du développement embryologique, les trois derniers segments lombaires de moelle épinière se situent dans la majorité des cas au niveau de la quatrième vertèbre lombaire, les trois segments sacraux au niveau de L₅ et les cinq segments caudaux au niveau de L₆. Les racines nerveuses cheminent alors dans le canal vertébral au sein du canal radiculaire (concept anatomique plus qu'une structure véritablement individualisée) depuis leur segment spinal d'origine jusqu'à leur foramen intervertébral de sortie respectif.

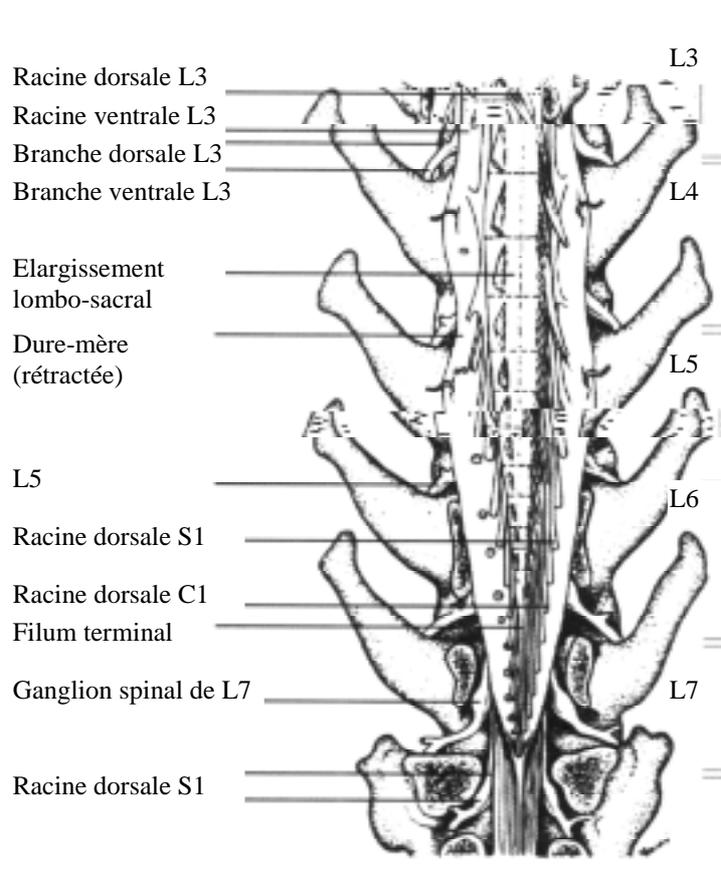


Figure 6 : vue topographique dorsale des segments spinaux terminaux et de leurs racines formant la queue-de-cheval (d'après EVANS, 1993)

Les nerfs cliniquement importants et dont les racines nerveuses sont issues de la queue de cheval sont le nerf sciatique (L₆-L₇-S₁), le nerf honteux (S₁-S₂-S₃), le nerf parasymphatique pelvien (S₁-S₂) et les nerfs caudaux (Cd₁ à Cd₅) (MORGAN et BAILEY, 1990) (figure 7). Ils assurent l'innervation motrice et sensitive des membres pelviens, du périnée, de la queue, de la sphère uro-génitale et de la portion terminale du tube digestif (SCHULMAN et LIPPINCOTT, 1988).

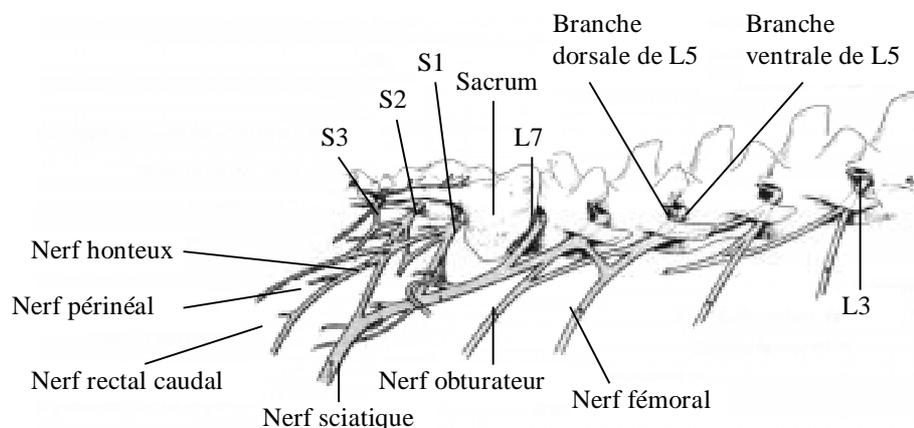


Figure 7 : représentation schématique des principaux nerfs périphériques du plexus lombo-sacral (d'après EVANS, 1993)

2- Etude fonctionnelle de la colonne lombo-sacrale

Après avoir décrit l'anatomie de la jonction lombo-sacrale, il convient d'évoquer les rapports fonctionnels physiologiques entre les éléments qui la composent.

2.1- Généralités sur la mobilité de la colonne lombo-sacrale

Tout déplacement s'effectue selon six degrés de liberté : trois mouvements en translation (mouvements linéaires) et trois en rotation (déplacements angulaires). Les déplacements linéaires d'une vertèbre par rapport à celles qui lui sont adjacentes sont désignés sous le terme de cisaillement (latéral, dorso-ventral et crânio-caudal). Les déplacements angulaires eux, sont nommés selon leur axe de rotation : la flexion/extension (rotation dans le plan médian), l'inflexion latérale droite/gauche (rotation frontale) et la torsion (rotation axiale).

La mobilité de l'articulation lombo-sacrale a fait l'objet de nombreuses études cliniques et expérimentales dans diverses espèces auxquelles nous ferons référence à nouveau ultérieurement. Elles ont ainsi démontré que :

- La jonction L₇-S₁ est l'articulation la plus mobile dans le plan sagittal. L'amplitude de la flexion/extension au minimum deux fois supérieure à celle de L₆-L₇ (BRAUND et al., 1977) et environ deux tiers supérieurs à celle des segments vertébraux entre T₁₃ et L₆,
- Dans l'espèce canine, les contraintes en cisaillement au niveau du disque intervertébral semblent maximales en L₇-S₁ à cause de l'angulation du sacrum et pourraient jouer un rôle dans la pathogénie de la spondylose déformante dont l'incidence est plus élevée à ce niveau (BRAUND et al., 1977). On peut cependant observer des variations quantitatives de la mobilité lombo-sacrale selon le sexe et l'espèce. Ainsi, SCHMID (1990) et LANG (1988) (SCHMID et LANG, 1993) ont montré sur des radiographies sans préparation que la lordose lombo-sacrale physiologique en position neutre ainsi qu'en extension, est plus marqué chez la femelle que chez le mâle dans l'espèce canine.

Enfin, selon les trois degrés de liberté en rotation, les différentes formations anatomiques de l'articulation L₇-S₁ subissent les modifications morphologiques suivantes :

- dans le plan médian, la flexion peu importante est compensée par une amplitude de mouvement en extension très étendue dépassant 41° en moyenne chez le miniporc (GAUTHIER, 2000), ouvrant largement l'articulation. L'évolution des structures osseuses, ligamentaires et discales avec l'âge et le poids de l'animal tendent à diminuer les capacités d'extension de la jonction lombo-sacrale (MATOON et KOBLIK, 1993). D'autre part, l'hyperextension de L₇-S₁ diminue naturellement le diamètre du canal vertébral par une inclinaison du sacrum par rapport à L₇ et une protrusion du disque intervertébral et du ligament jaune dans le canal (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). On a montré chez l'homme que les racines de la queue-de-cheval subissaient un raccourcissement et un élargissement lors de cette hyperextension (LENEHAN, 1983). En revanche, LANG (1988) a constaté que chez le chien la forme, la longueur, la position et le diamètre du sac dural terminal au niveau de l'articulation lombo-sacrale était extrêmement constante lors de la flexion/extension chez l'individu sain.

Enfin chez le chien, l'axe du rachis est grossièrement horizontal. Les contraintes subies par le disque intervertébral au repos ou lors de la locomotion résultent principalement d'efforts en tension. Les sollicitations en compression sont moins importantes à l'inverse de l'homme à cause de sa station debout et à la position globalement verticale de sa colonne

vertébrale. Les contraintes subies en flexion seraient en revanche similaires dans les deux espèces : le disque est vivement comprimé en direction du canal vertébral ce qui rapproche les corps vertébraux tandis que l'anneau fibreux adjacent à la moelle est étirée. Le noyau pulpeux est alors dévié vers le canal (HOERLEIN, 1979),

- en inflexion latérale droite/gauche, les mobilités intervertébrales lombaires diminuent de façon très importante entre les vertèbres L₅ et S₁ ; l'articulation lombo-sacrée constitue la zone de mobilité minimale autour de cet axe de rotation sur l'ensemble de la colonne,
- la torsion est restreinte chez le chien comparée aux régions thoraciques et cervicales.

2.2- Comportement biomécanique de la colonne lombo-sacrée

Si les connaissances de l'anatomie fonctionnelle des membres et de leurs articulations principales sont aujourd'hui bien connues, la biomécanique de la colonne vertébrale reste complexe et non entièrement élucidée. Aussi, la compréhension des contraintes exercées sur la colonne lombo-sacrée au repos et en mouvement sont-elles fondamentales pour une approche plus adaptée de la pathologie et de la thérapeutique.

2.2.1- Statique de la colonne lombo-sacrée

L'équilibre stable correspond au maintien d'une position donnée. Chez le quadrupède, la colonne vertébrale thoraco-lombaire prend appui sur le sacrum et constitue une arche à concavité ventrale entre les membres pelviens propulseurs et les membres thoraciques adaptés à la réception et à l'amortissement des appuis (VIGUIER, 1996). La modélisation actuelle du système complexe consiste à décrire la colonne vertébrale comme une série d'éléments rigides et élastiques formés par les vertèbres et les disques intervertébraux dont l'ensemble constitue un « arc ». Cet arc est stabilisé en permanence par les ligaments intervertébraux et juxtavertébraux et est mobilisé par trois groupes de muscles organisés en « cordes » suivant leur position :

- une corde dorsale représentée par la musculature épiaxiale dorsale et latérale à la colonne,
- une corde ventrale discontinue composée des muscles de l'hyposome et des psoas,
- une corde ventrale continue constituée des muscles abdominaux (obliques, transverses et droits de l'abdomen).

Ce modèle s'applique à la colonne vertébrale dans son ensemble mais peut être extrapolé à des sous-unités vertébrales particulières telle que la jonction lombo-sacrée. Le rôle des masses musculaires est ainsi fondamental dans la statique de la colonne vertébrale. Cet ensemble doit à la fois porter le poids du corps et résister à la traction des viscères abdominaux. Ainsi, les contraintes subies par la colonne vertébrale et notamment la colonne lombo-sacrée sont la force gravitationnelle et les tractions opérées par la musculature. A l'équilibre, le système est alors dit mécaniquement stable lorsque la somme des forces qui s'y appliquent et la somme des moments sont nulles.

2.2.2- Stabilité dynamique

La stabilité dynamique se définit comme l'aptitude à maintenir la cohésion des vertèbres lors de mouvement. Elle est assurée par l'action concomitante des ligaments, du disque intervertébral et des muscles (VIGUIER, 1996). L'amplitude des mouvements intervertébraux

est limité par l'existence de points de contact entre les deux vertèbres adjacentes L₇ et S₁, communément appelées « butées osseuses », (processus épineux, facettes articulaires et bord ventral des plateaux vertébraux) et par les différents ligaments évoqués précédemment qui assurent le rôle de « frein ». Ainsi, la flexion est limitée par les ligaments jaune, supraépineux, interépineux, longitudinal dorsal et par les capsules articulaires. L'extension est restreinte par le ligament longitudinal ventral et les capsules articulaires. L'inflexion latérale et la torsion sont limitées par les facettes articulaires, le disque intervertébral et les ligaments intertransversaires (PALMER et CHAMBERS, 1991 a).

Les interlignes articulaires passant par le disque intervertébral et les articulations synoviales dorsales sont comprises dans des plans dont l'orientation diffère. Cette opposition d'orientation des trois surfaces articulaires de la jonction lombo-sacrée assure une stabilisation aussi bien au repos qu'en mouvement et est d'autre part à l'origine de l'apparition de phénomène de couplage. Il s'agit de la rotation axiale des éléments osseux dans un plan perpendiculaire à l'axe de la colonne vertébrale. Le phénomène intervient lors des mouvements d'inflexion et de torsion tandis que la symétrie articulaire est conservée lors de la flexion/extension. Lorsqu'un ou plusieurs des éléments précités est lésé, l'instabilité vertébrale apparaît (LOUIS, 1987).

2.3- Les limites de la stabilité

La définition de la stabilité rachidienne diffère selon le point de vue du clinicien ou celui du mécanicien. En clinique, la stabilité de la colonne vertébrale disparaît dès lors qu'apparaissent des lésions neurologiques. En mécanique classique, une telle situation peut être considérée comme stable car seule la situation d'équilibre vertébral est prise en compte et non l'intégrité de la moelle épinière. En 1975, LOUIS a proposé une cotation de l'instabilité des lésions rachidiennes chez l'homme intitulée « théorie des trois colonnes » (ventralement, la colonne des corps et des disques intervertébraux ; dorsalement, les deux colonnes représentées par les processus articulaires). Cette théorie a été reprise et modifiée par d'autres auteurs. Ainsi, DENNIS en 1983, modélise la colonne vertébrale selon trois colonnes distinctes :

- une colonne ventrale constituée du ligament longitudinal ventral, de la partie inférieure du corps vertébral et du disque intervertébral,
- une colonne moyenne représentée par la partie supérieure du corps vertébral et du disque et le ligament longitudinal dorsal,
- enfin, une colonne dorsale constituée des éléments supérieurs (facettes articulaires, ligaments, lame dorsale).

En fonction de l'étendue des lésions intéressant ces subdivisions théoriques de la colonne vertébrale, on définit le degré de stabilité de la colonne lésée. Un rachis est considéré instable quand deux colonnes sur trois sont lésées et nécessite donc d'être stabilisé chirurgicalement (SHIRES et al., 1991). Cette théorie vérifiée expérimentalement et cliniquement sert ainsi de référence dans le choix thérapeutique médical ou chirurgical des lésions aiguës de la colonne vertébrale chez l'homme comme chez l'animal.

II - LES LESIONS INSTABLES DE LA JONCTION LOMBO-SACRALE

Les affections à l'origine d'un déplacement, d'un étirement ou d'une compression des éléments nerveux situés dans la portion terminale du canal vertébral depuis L₅ jusqu'à Co₅ engendrent une symptomatologie identique regroupée sous le terme de syndrome queue-de-cheval (BERZON et DUELAND, 1979). Le sujet de notre expérimentation nous limitera à l'étude des lésions instables de la colonne lombo-sacrale congénitales ou acquises susceptibles de conduire à un traitement par stabilisation chirurgicale.

1-Symptomatologie

Le syndrome queue-de-cheval en L₇-S₁ découle d'une atteinte radiculaire contrairement au syndrome médullaire compressif auquel le clinicien est habituellement confronté. L'atteinte de la jonction lombo-sacrale se traduit le plus souvent par des symptômes non spécifiques et généralement insidieux au début. Les chiens de moyennes et grandes races sont les plus couramment affectés. Les signes cliniques rencontrés dépendent de la localisation et de la sévérité des lésions ; ils incluent dans la majorité des cas :

- douleur et faiblesse du train postérieur qui sont les deux signes cliniques les plus fréquemment associés aux affections lombo-sacrales. La douleur peut se manifester par une boiterie unilatérale ou bilatérale des membres pelviens, une démarche raide, un refus ou des difficultés à se lever, sauter, monter les escaliers (FEHR et THIET, 1990). Elle peut presque systématiquement être mise en évidence par la palpation ou la percussion des processus épineux de la septième vertèbre lombaire et du sacrum ou par l'hyperextension des hanches (PALMER et CHAMBERS, 1991 b ; GILMORE, 1986). En outre, il incombe au praticien d'effectuer un examen orthopédique et neurologique rigoureux afin d'éviter toute confusion avec une affection orthopédique telle que la dysplasie coxofémorale. Par ailleurs, la modification de la sensibilité peut se manifester par une hyperesthésie marquée au niveau du dermatome correspondant à L₇ (face caudo-latérale de la cuisse) ; plus rarement, des signes de paresthésie se manifestent par l'apparition de plaies de léchage pouvant aller jusqu'à l'automutilation sur les membres postérieurs, la queue, la région périnéale (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a),
- des difficultés locomotrices uni- ou bilatérales, avec ou sans déficit neurologique (raideur, faiblesse, boiterie, ataxie ou parésie des membres postérieurs). On peut parfois noter un déficit proprioceptif associé à une diminution du réflexe de flexion (lésion d'une partie des racines du nerf sciatique), un réflexe patellaire normal (nerf fémoral intact) ou paraissant augmenté (pseudo-hyperréflexie due à l'hypotonie des muscles fléchisseurs innervés par le nerf sciatique lésé). Aux stades les plus évolués, l'amyotrophie des muscles innervés par le nerf sciatique est évidente,
- des troubles de la miction et de la défécation se traduisant le plus souvent par une incontinence urinaire ou fécale. L'atteinte du nerf honteux (S₁, S₂, S₃) peut diminuer le réflexe périnéal et le tonus du sphincter anal,
- une hypotonie, flaccidité ou analgésie de la queue.

La plupart des sujets atteints d'un syndrome queue-de-cheval ne présente qu'une partie des symptômes précédents. Cependant les lésions lombo-sacrales auxquelles nous nous intéressons sont potentiellement évolutives en raison de leur instabilité.

En définitive, toute affection à l'origine d'un syndrome queue-de-cheval exceptées les atteintes spécifiques du tissu nerveux (tumeurs médullaires, méningites, ...), présente deux facteurs communs associés ou non chez un même individu : la sténose et l'instabilité. La réduction du canal vertébral et/ou radiculaire aboutit à la compression des racines nerveuses. La gravité et la réversibilité des lésions induites sont déterminées :

- d'une part, par la rapidité d'apparition de la compression. Plus elle est aiguë, plus l'œdème résultant est important et étendu au-delà du site initialement touché et compromet ainsi la nutrition et la fonction des territoires atteints,
- d'autre part, par le degré de compression. De nature ischémique, lorsque la compression est modérée, la lésion majeure devient essentiellement mécanique dans les cas plus sévères.

A cette sténose peuvent s'ajouter des mouvements anormaux difficiles à évaluer à l'origine de modifications compensatrices des tissus mous (hypertrophies ligamentaires, anneau fibreux) pouvant aggraver la compression. L'instabilité lombo-sacrée peut ainsi engendrer un étirement des racines nerveuses. Des études effectuées chez le rat ont montré que les nerfs périphériques peuvent supporter un étirement de 6 % au-delà duquel la répercussion complète de la conduction nerveuse est compromise par les répercussions mécaniques déterminées. Si l'étirement dépasse 15 % de sa longueur initiale, sa vascularisation est totalement interrompue (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a).

2- Affections congénitales

Il existe diverses anomalies congénitales de la colonne lombo-sacrée associées ou non à des désordres de la moelle épinière. Elles résultent d'anomalies du développement embryonnaire et de la différenciation (JEFFERY, 1995). Elles ne génèrent pas toujours de troubles neurologiques et sont souvent des découvertes fortuites de radiologie.

2.1- Vertèbres de transition

Une vertèbre de transition présente des caractéristiques morphologiques qui la classent entre deux types vertébraux voisins ; elle se rencontre à la jonction de deux divisions de la colonne vertébrale comme la jonction thoraco-lombaire et la jonction lombo-sacrée. Les sacralisations de la septième vertèbre lombaire ou de la première vertèbre coccygienne sont les anomalies les plus fréquentes dans la partie caudale de la colonne vertébrale comparées à la lombarisation de S₁, affectant l'arc vertébral, les facettes articulaires ou les processus transverses et plus rarement les corps vertébraux (LENEHAN, 1983). Elles peuvent être unilatérales ou bilatérales et n'ont généralement pas de répercussion clinique. Néanmoins, une modification unilatérale de la septième vertèbre lombaire peut conduire à une obliquité anormale du bassin, une anomalie de la démarche ou une dysplasie coxo-fémorale unilatérale. Chez des races prédisposées au syndrome queue-de-cheval comme le Berger Allemand, on a pu remarquer l'incidence élevée des vertèbres de transition chez les sujets atteints comparés aux sujets sains de la même espèce (MORGAN et al., 1993 ; JEFFERY, 1995). Chez l'homme, l'incidence de la sacralisation d'une vertèbre lombaire dans les effectifs atteints de pseudo-spondylolisthésis est quatre fois supérieure à celle des effectifs indemnes (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). On peut donc envisager qu'une compression nerveuse puisse résulter de remaniements arthrosiques au niveau d'une région dont le comportement biomécanique a été modifié.

2.2- Hémivertèbres

Plus fréquemment rencontrées chez les Bouledogues, elles résultent d'une anomalie précoce dans la formation des corps vertébraux. En fonction de la portion vertébrale absente, l'hémivertèbre présente une configuration en coin dont la base est orientée dorsalement, ventralement ou médialement (BAILEY et MORGAN, 1992). Si le défaut osseux est médian dans le plan sagittal sur l'ensemble de la longueur du corps vertébral, on obtient deux hémivertèbres droite et gauche désignées sous le terme de « vertèbre papillon ». Les espaces et disques intervertébraux adjacents sont généralement préservés mais certaines malformations de la moelle épinière peuvent être concomitantes tel qu'un kyste arachnoïdien. Si leur découverte reste longtemps accidentelle, les contraintes normales peuvent aboutir à des forces de cisaillement associées à un déplacement et/ou une instabilité chronique (LENEHAN, 1983). Cette déformation très rare cependant, peut se traduire par une compression médullaire ou radiculaire.

2.3- Bloc vertébral

Un bloc vertébral est le fruit d'un défaut de segmentation au cours du développement embryonnaire. Il peut être partiel ou total et n'affecter que les corps vertébraux, l'arc dorsal ou l'ensemble. Une angulation anormale de la colonne vertébrale ou une sténose du canal en sont les conséquences possibles. Cette malformation peut être à l'origine de spondylose, de douleur lombo-sacrée et d'instabilité à ce niveau.

2.4- Spina bifida

Affection très rare, elle correspond à un défaut de fusion des deux moitiés de l'arc vertébral lors du développement embryonnaire. Un ou plusieurs segments vertébraux peuvent être atteints simultanément et la colonne lombo-sacrée est souvent affectée (LENEHAN, 1983). L'incidence élevée de cette malformation dans les races Chihuahuas, Bouledogues, Boston terriers laisse supposer une hérédité de la maladie (BAILEY et MORGAN, 1992). La spina bifida est fréquemment associée à une malformation de la moelle (ménégocele ou ménigomyélocele selon que la protrusion des méninges hors du canal vertébral soit associé ou non à celle de la moelle) (JEFFERY, 1995). Lorsqu'elle s'exprime cliniquement, elle engendre une incontinence urinaire et fécale chez des patients n'ayant pas encore l'âge adulte.

2.5- Sténose idiopathique lombo-sacrée

Décrite chez les races de petit à moyen format (Caniche, Basset, ...), cette affection contrairement à la sténose dégénérative lombo-sacrée n'est pas liée à une dégénérescence discale. Elle se caractérise par une sténose des canaux vertébral et radiculaire (figure 8). Les sixième et septième vertèbres lombaires, la première vertèbre sacrée sont les plus souvent affectées chez le chien.

On retrouve chez ces patients de multiples lésions :

- une hypertrophie uni- ou bilatérale des processus articulaires, des pédicules et de la lame dorsale qui rétrécissent le foramen intervertébral et provoquent une compression ou une irritation des racines nerveuses,
- une hypertrophie du ligament jaune et sa protrusion dans le canal vertébral.

Ces modifications résultent d'un défaut de développement normal de l'arc neural tel qu'il est décrit chez l'homme dès la naissance. Les modifications affectant les tissus mous périphériques (ligament jaune) conduisent au développement tardif des signes cliniques dans la vie. Une pathogénie similaire a été proposée mais non démontrée chez le chien (PALMER et CHAMBERS, 1991 a ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a).

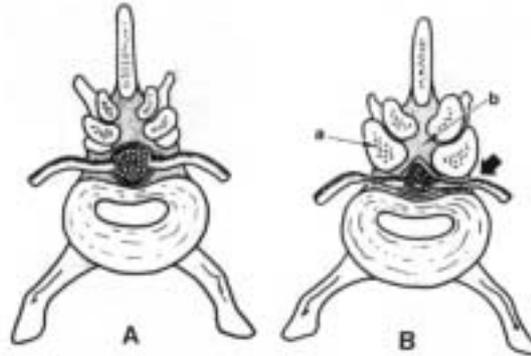


Figure 8 : représentation schématique du canal vertébral chez un chien normal et chez un chien présentant une sténose idiopathique (d'après SLATTER, 1993)

- A. Canal vertébral normal.
 B. Canal vertébral sténotique : les facettes articulaires sont hypertrophiées, la lame dorsale est épaissie. Il y a sténose du canal vertébral et du canal radiculaire.
 a : facette articulaire.
 b : lame dorsale.

Toutes ces malformations congénitales dans la mesure où elles engendrent une compression radicaire et/ou une instabilité de la jonction lombo-sacrée sans atteinte nerveuse irréversible, nécessitant un traitement chirurgical décompressif associé ou non à une stabilisation osseuse.

3- Affections acquises

3.1- Etiologie infectieuse

♦ Les névrites de la queue-de-cheval

Bien connues chez le chat, plus rares chez le chien, elles ont pour origine un abcès provoqué par des morsures à la base de la queue. Le phlegmon qui peut en résulter, provoque une ostéomyélite et une méningite (LENEHAN, 1983).

♦ Les discospondylites

La jonction lombo-sacrée est l'un des espaces articulaires les plus touchés par la discospondylite. Il s'agit d'une lyse du disque intervertébral et des plateaux vertébraux adjacents par un processus infectieux dont la propagation par voie hématogène ou par continuité, s'effectue à partir d'un foyer infectieux primitif représenté par la sphère urogénitale (cystite, prostatite, pyomètre, orchite, ...), une plaie traumatique ou chirurgicale, ou un corps étranger. Elle atteint plus fréquemment les jeunes chiens mâles de race de grand format ou géante (MAC KNEE et al., 1990). Le staphylocoque doré est le germe le plus souvent isolé à partir du sang, de l'urine ou de biopsies osseuses. Une étude a montré que l'hémoculture est positive dans 75 % des cas alors que la culture des urines ne l'est que dans

25 % des cas (GILMORE, 1987). *Brucella Canis*, *Streptococcus*, d'autres bactéries ou un champignon peuvent être occasionnellement à l'origine de l'infection (PALMER et CHAMBERS, 1991 a).

Ces affections évoluent selon un mode généralement chronique et progressif. La réduction de l'espace intervertébral au niveau du disque et la déstabilisation résultante aboutissent à la compression des racines nerveuses par diminution de la taille du foramen (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). La sténose est par ailleurs aggravée par l'apparition de néoformations tissulaires inflammatoires dans le canal vertébral et par l'hypertrophie des ligaments jaune et longitudinal dorsal. Lors de progression de l'instabilité par la destruction massive des structures osseuses, les éléments nerveux subissent un étirement. Néanmoins, une instabilité majeure est rarement à prendre en considération car l'inflammation reste généralement le principal facteur responsable des symptômes (MAC KNEE, 1990 ; GILMORE, 1987).

3.2- Lésions traumatiques

Lors de traumatismes directs et violents sur le train postérieur causés le plus souvent par des accidents de la voie publique, la jonction lombo-sacrée peut être l'objet de fractures ou de luxations vertébrales. De par son anatomie particulière, elle est un des segments vertébraux les plus touchés lors de traumatismes de la colonne. En effet, l'angulation physiologique du sacrum (segment fixe) par rapport à l'axe de la colonne lombaire (segment mobile) crée un point de rupture dans la commotion osseuse en entraînant une concentration des forces de compression agissant en cisaillement au niveau du corps vertébral de L₇ (GILLES, 2000) (figure 9). Lors de chocs sur l'arrière train, un mouvement d'hyperflexion de la colonne lombo-sacrée survient et l'excès de compression en résultant peut être à l'origine de la fracture oblique ou comminutive du corps vertébral de la septième vertèbre lombaire par effet de coin (CAUZINILLE, 1992 ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1990 ; BRUECKER, 1996). Ce mouvement associé à la traction de la masse musculaire sacro-pelvienne, entraîne alors un déplacement cranio-ventral du sacrum et de la partie distale du corps de L₇ (about fracturaire caudal) (figure 10). Le système artériel dorsal lui, demeure intacte. En revanche, si la flexion est extrême, les capsules des facettes articulaires peuvent se déchirer et les apophyses articulaires se fracturer.

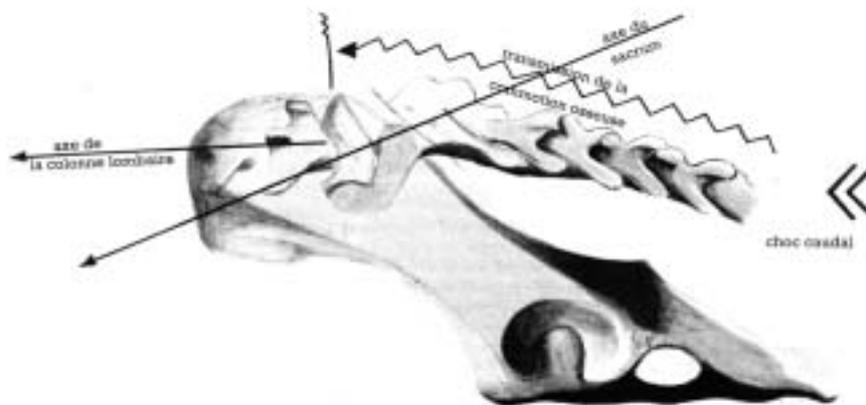


Figure 9 : pathogénie des fractures de L7 (d'après VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a)

Lors de luxation intervertébrale simple, la flexion est associée à une force de rotation appliquée à L₇ ou au sacrum. Elle survient plus souvent au niveau de la jonction thoraco-lombaire.



Figure 10 : fracture de la septième vertèbre lombaire avec déplacement cranio-ventral de l'about caudal de L₇ et du sacrum (HECQUET, 2000)

Lors de traumatismes lombo-sacraux, il est primordial de réaliser un examen clinique complet du patient car plus de 20 % des animaux souffrant de fracture ou de luxation vertébrale, présentent simultanément une lésion située sur un autre segment rachidien (JEFFERY, 1995 ; FOSSUM, 1997). Une atteinte de type motoneurone central peut en effet masquer une lésion du système nerveux central plus crânial.

La gravité des symptômes cliniques et leur pronostic dépendent des lésions neurologiques secondaires. Celles-ci surviennent d'emblée ou de façon différée si l'instabilité vertébrale persiste. Les lésions de la queue-de-cheval résultent d'une simple compression ou contusion nerveuse (neuropraxie), d'un étirement (axonotmésis) ou d'une section (neurotmésis) (VIATEAU ET MOISSONNIER, 1990 ; HECQUET, 2000). L'avulsion complète des racines nerveuses entraîne des lésions irréversibles. Tout traumatisme de la jonction lombo-sacrale peut être à l'origine de l'atteinte des racines nerveuses L₇, S₁, S₂, S₃ et coccygiennes. Un étirement peut être responsable quant à lui de lésions crânialement à la fracture/luxation, c'est à dire d'une atteinte des racines du nerf fémoral pour une fracture de L₇ et une atteinte des racines sacrales lors d'une fracture coccygienne haute (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 b).

Les fractures/luxations siégeant en L₇-S₁ comme les lésions cervicales, sont mieux tolérées que sur d'autres segments rachidiens car le canal vertébral est proportionnellement plus large dans cette région. Ainsi, des déplacements supérieurs à 80% du diamètre du canal vertébral lors du choc sont compatibles avec la persistance d'une sensibilité douloureuse profonde contre moins de 60% en région thoraco-lombaire (VIATEAU ET MOISSONNIER, 1990). Bien que les racines nerveuses spinales soient plus résistantes au traumatisme que la moelle épinière (ULLMAN et BOUDRIEU, 1993), les lésions de motoneurons périphériques sont toujours d'un plus mauvais pronostic que les lésions des motoneurons centraux (CAUZINILLE, 1992).

Enfin, l'analyse du potentiel évolutif d'une fracture vertébrale lombo-sacrale est plus importante que la simple gradation de l'instabilité au moment de l'examen physique de l'animal. Il ne faut en effet pas préjuger de la continuité du canal vertébral lors de l'examen

clinique du patient ou de l'évaluation d'un cliché radiographique, car ceux-ci n'ont qu'une valeur momentanée. Ils ne renseignent en rien sur l'aspect dynamique de la lésion et sur l'amplitude qu'elle avait lors du traumatisme. Après sub-luxation du sacrum par rapport à L₇ au moment du choc, l'appareil tendineux et la musculature épiaxiale tendent à réaligner les deux segments. La difficulté de l'évaluation de l'instabilité tient à sa double nature, d'une part disco-ligamentaire donc parfois inévaluable sans clichés dynamiques, et d'autre part osseuse, plus facilement visualisable. Certaines lésions sont stables et ne posent aucun problème à court ou moyen terme permettant ainsi un traitement conservateur, tandis que d'autres impliqueraient un risque de déplacement brutal ou progressif et régulier que seule une technique chirurgicale adaptée préviendra. L'instabilité sera ainsi évaluée lors de fracture vertébrale d'après la théorie des trois colonnes, et lors de subluxation, par l'analyse d'examen complémentaires en position neutre ou dynamique que nous évoquerons ultérieurement (BLAISET et LOWRIE, 1992 ; CAUZINILLE, 1992).

3.3- Lésions dégénératives

L'incidence des affections dégénératives est élevée au niveau de la jonction lombo-sacrée chez le chien adulte et âgé mais ne se manifeste pas toujours cliniquement. Plusieurs types de lésions distinctes peuvent coexister chez un même individu.

3.3.1- Les hernies discales

La jonction lombo-sacrée est proportionnellement moins affectée par la pathologie discale que les segments cervical et thoraco-lombaire (WHEELER, 1986 ; LENEHAN, 1983 ; DENNY et al. 1982 ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). Chez le chien, 70% de hernies discales surviennent à la jonction thoraco-lombaire entre T₁₁ et L₂ contre 47% entre la dernière vertèbre lombaire et la première sacrée chez l'homme (JEFFERY, 1995 ; HOERLEIN, 1979 ; BRAUND et al., 1977). Cette incidence élevée en L₅-S₁ chez l'homme serait liée au cisaillement de forces de compression verticale qui associées à la station debout, sont maximales à ce niveau (BRAUND et al., 1977). Les hernies discales sont au-delà de L₄ sont rares exceptées les dégénérescences discales de type HANSEN 2 au niveau de la jonction lombo-sacrée. Elles interviennent essentiellement chez les chiens de race non chondrodystrophiques. Il s'agit d'une métaplasie fibreuse dans laquelle le noyau pulpeux subit une déshydratation et est progressivement remplacé par un tissu fibreux. Cette dégénérescence aboutit à la perte des propriétés mécaniques du noyau et à l'augmentation compensatrice des contraintes s'exerçant sur l'anneau fibreux (JEFFERY, 1995). Celui-ci dégénère alors simultanément et se rompt partiellement au niveau de ses lamelles internes. Le noyau pulpeux s'engage dans l'espace ainsi ménagé et provoque une protrusion des lamelles externes et du ligament longitudinal dorsal dans le canal vertébral. Cependant, ces hernies produites dans un canal large contenant de racines nerveuses de faible diamètre, sont rarement à l'origine de signes cliniques. Douleur et boiterie peuvent être associées parfois à la compression des racines nerveuses par du matériel discal. Une boiterie unilatérale d'un membre pelvien peut survenir si seule une des branches des nerfs fémoral ou sciatique est impliquée (GILMORE, 1986).

Cependant, les hernies discales sont rarement seules en cause dans l'apparition d'un syndrome queue-de-cheval et sont souvent associées à une sub-luxation lombo-sacrée au cours de laquelle le disque est anormalement sollicité, à une spondylose vertébrale ou à une sténose du canal vertébral ou radiculaire ou du foramen intervertébral (LENEHAN, 1983). En outre, GASCHEN et al. (1995) ont décrit chez cinq chiens suspects de syndrome queue-de-cheval

une herniation du disque intervertébral à l'intérieur du corps vertébral telle qu'elle existe chez l'homme. La hernie peut être centrale ou rétromarginale. On les soupçonne d'être à l'origine d'embolie fibrocartilagineuse et de myélopathie ischémique. La protrusion intravertébrale du matériel discal est liée à une faiblesse du plateau vertébral d'origine diverse : anomalie congénitale, traumatisme, maladie métabolique, affection néoplasique ou dégénérative. L'ostéochondrose des plateaux vertébraux fréquente chez le Berger Allemand semble être un facteur prédisposant. L'examen radiologique ou l'IRM peuvent détecter une sclérose des structures osseuses périlésionnelles apparaissant comme une zone plus radio-opaque entourant une aire radio-transparente de taille variable et peut s'accompagner d'un phénomène de vacuolisation.

3.3.2- La spondylose vertébrale

Rare en région cervicale et thoracique proximale contrairement à l'homme, l'arthrose ou spondylose déformante s'observe chez le chien principalement en région thoracique à partir de T₄ et en région lombaire. Les espaces les plus souvent atteints sont T₉-T₁₀ et L₇-S₁. La fréquence de cette affection augmente avec l'âge et 75% des sujets âgés de plus de 9 ans en sont ainsi atteints. Son incidence est élevée chez des races de moyen et grand format (88% des sujets de plus de 30 Kg sont affectés) et les chiens de race Boxer, Berger allemand et Teckel sont fréquemment atteints. Aucune prédisposition liée au sexe n'a été démontrée (LENEHAN, 1983 ; PREAULT, 1998).

La pathogénie de la dégénérescence arthrosique primitive implique le disque intervertébral et les fibres de SHARPEY qui le rattache aux plateaux vertébraux (MORGAN, 1988). HANSEN en 1952 puis MORGAN en 1967 ont ainsi montré que la formation d'ostéophytes vertébraux en région lombo-sacrée, était secondaire à une instabilité articulaire à ce niveau (WRIGHT, 1980 ; BRAUND et al., 1977 ; DENNY et al., 1982). Chez le chien, les forces de cisaillement s'exerçant sur le disque intervertébral sont maximales au niveau de la jonction lombo-sacrée où le disque se retrouve dans un plan très différent de celui des espaces intervertébraux proximaux à cause de l'angulation du sacrum. Ainsi, à l'occasion de sollicitations dépassant les capacités d'élasticité du tissu ou lors de diminution de la vascularisation discale, ces fibres se rompent au niveau de leurs attaches osseuses déterminant une instabilité qui fait pression sur le ligament longitudinal ventral. Ces sollicitations mécaniques anormales du ligament induisent le développement d'ostéophytes à partir des plateaux vertébraux selon deux directions, l'une selon un plan sagittal, l'autre selon un plan transversal à la colonne. Ils constituent alors de véritables éperons osseux et dans le cas les plus avancés, aboutissent à un pontage complet de l'espace intervertébral L₇-S₁. Spondylose et dégénérescence discales sont ainsi étroitement liées chez le chien comme chez l'homme. Cependant, les répercussions cliniques de cette ostéophytose ventro-latérale restent occasionnelles exceptées lors d'une extension suffisamment dorsale du phénomène arthrosique qui aboutit à la compression d'une ou plusieurs racines nerveuses à la sortie du canal vertébral (LENEHAN, 1983 ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 b).

Des remaniements arthrosiques secondaires interviennent également à la suite de traumatismes (fracture, luxation vertébrale), d'actes chirurgicaux ou de discospondylite et peuvent engendrer un syndrome queue-de-cheval par compression dorso-latérale.

3.3.3- Sténose dégénérative lombo-sacrée

Probablement présente dès la naissance, cette malformation lombo-sacrée ne se manifeste cliniquement que tardivement vers l'âge de 7 ans en moyenne (WATT, 1991). La sténose

résulte de la prolifération osseuse et de l'hypertrophie des tissus mous environnants liée à des sollicitations mécaniques anormales. Les modifications arthrosiques sont telles qu'elles aboutissent à la réduction de la taille du canal vertébral ou du foramen intervertébral et à la compression des racines nerveuses et de leur vascularisation satellite (NESS, 1994).

Elle atteint préférentiellement les races de moyen et grand format en particulier les Bergers Allemands, croisés bergers et le Border Collie. Les mâles semblent plus atteints que les femelles avec un ratio de 2 pour 1 et on observe une incidence plus élevée de la maladie chez les chiens de travail (DANIELSSON et SJÖSTRÖM, 1999 ; WATT, 1991).

Cette affection est formée par l'association complexe de diverses lésions (figure 11): une sténose du canal vertébral, une sub-luxation à la fois ventrale du sacrum par rapport à L₇ et des facettes articulaires, une spondylose vertébrale en L₇-S₁, un épaissement des structures ligamentaires et capsulaires (ligament jaune, ligament longitudinal dorsal), une hernie discale de type Hansen 2 et une ostéophytose des articulations diarthrodiales (ADAMS et al., 1995 ; OLIVER et al., 1978 ; TARVIN et al., 1980 ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). Ces anomalies peuvent coexister toutes ou en partie chez un même individu. Ces lésions sont comparées à la spondylolisthésis décrite chez l'homme qui atteint la quatrième vertèbre lombaire plus rarement la troisième ou cinquième. Néanmoins, probablement en raison des différences de posture entre bipèdes et quadrupèdes le sens de la luxation est inverse de celui observé chez le chien. La vertèbre glisse crânialement sur la vertèbre sous-jacente à cause d'une dysplasie des processus articulaires caudaux. L'angle lombo-sacral trop ouvert entraîne une lordose moins prononcée. Chez le chien la sub-luxation du sacrum s'effectue ventralement par rapport à la septième vertèbre lombaire et rétrécit ainsi le diamètre du canal vertébral au niveau de la jonction lombo-sacrale, source d'instabilité et de compression radiculaire. La luxation peut également intéresser les sixième et septième vertèbres lombaires (WATT, 1991).

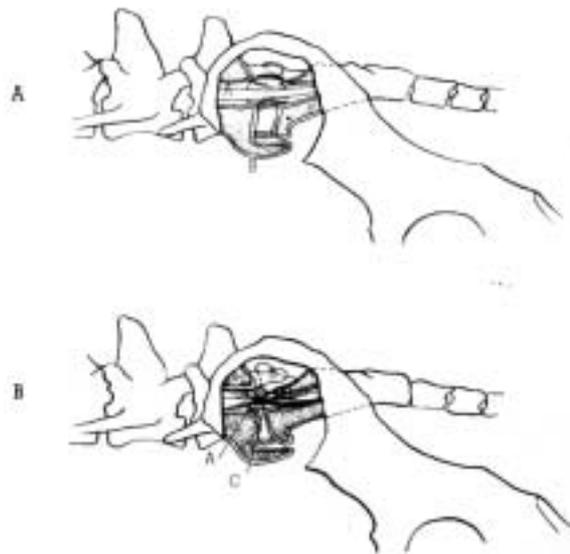


Figure 11 : vues de profil de la jonction lombo-sacrale chez un chien normal et chez un chien atteint de « malarticulation-subluxation » lombo-sacrale (d'après SLOCUM et DEVINE, 1986) :

- A. Chien normal. Bonne congruence des facettes articulaires lombaires et sacrales. L'espace intervertébral ventral est de taille normale, plus large à son pôle dorsal qu'à son pôle ventral.
- B. Chien présentant une sub-luxation lombo-sacrale : sub-luxation des facettes articulaires lombaires et sacrales. L'espace intervertébral ventral est diminué, plus étroit en région dorsale qu'en région ventrale. La queue-de-cheval est comprimée dorsalement par le ligament jaune et ventralement par la protrusion discale et l'hypertrophie du ligament longitudinal dorsal.

En outre, lors d'exercice, la sténose du canal radiculaire ou du foramen intervertébral peut aggraver les signes neurologiques observés (WATT, 1991 ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 a). La claudication neurogène désigne ainsi une boiterie accentuée à l'effort et est décrite chez l'homme comme chez le chien. L'exercice provoque une vasodilatation des vaisseaux satellites aggravant la compression des racines nerveuses et la douleur observée. Elle peut aboutir à l'ischémie du segment situé proximale au site d'obstruction.

3.4- Lésions vasculaires

La claudication neurogène liée à l'exercice a déjà été évoquée dans les lésions dégénératives. Il existe par ailleurs un autre type de trouble vasculaire : l'embolie fibrocartilagineuse plus fréquente chez les races de grand format. Elle peut provoquer une parésie ou une paralysie d'apparition aiguë et non progressive, indolore et plus ou moins réversible selon l'importance de l'atteinte ischémique résultante. Elle a été décrite chez l'homme, le chien, le cheval et le chat (LENEHAN, 1983). La pathogénie supposée de cette affection est l'embolisation d'une faible quantité de matériel discal dans les sinus veineux qui gagne ainsi de façon rétrograde les veines drainant la moelle épinière. Il en résulte une ischémie et une nécrose. Les embolies artérielles encore plus méconnues, seraient favorisées par la présence de malformations artério-veineuses. Enfin il reste à démontrer le rôle éventuel des hernies discales intravertébrales.

3.5- Les lésions tumorales

Les tumeurs sont une cause relativement rare de syndrome queue-de-cheval.

Les masses extradurales représentent approximativement 50 % de l'ensemble des tumeurs comprimant la moelle épinière et sont majoritairement impliquées en région lombo-sacrée (PALMER et CHAMBERS, 1991 a ; LEVY et al., 1997). Les tumeurs primitives d'origine osseuse sont les plus fréquemment rencontrées (ostéosarcomes, fibrosarcomes osseux, chondrosarcomes, ...). La plupart des tumeurs vertébrales primitives ne concernent qu'une seule vertèbre. Cependant, des atteintes multiples ont été décrites lors d'ostéosarcome et de chondrosarcome (CAUZINILLE et WHEELER, 1992) telles qu'on les observe lors de processus métastatique. Elles entraînent une lyse osseuse, une destruction corticale et un effacement des faces articulaires des corps vertébraux, une réduction des espaces intervertébraux et une opacification des tissus mous environnants, identifiables radiographiquement. Les autres tumeurs extradurales à considérer sont les hémangiosarcomes, hémangiomes, chondromes, ostéomes, lipomes, myélomes et lymphomes. Les tumeurs secondaires métastatiques plus fréquentes qu'ailleurs dans cette localisation, peuvent provenir d'organes adjacents (adénocarcinomes mammaires ou prostatiques, circumanalomes malins, vessie, bassin) ou non (rate, foie, poumons).

Les tumeurs intradurales extramédullaires représentent environ 35 % des masses compressives de la moelle et sont essentiellement des neurofibromes, méningiomes et neurofibrosarcomes. Les masses intramédullaires (15 % des tumeurs) incluent les gliomes, épéndymomes, ... (LEVY et al., 1997).

Le pronostic de tous ces processus néoplasiques outre les méningiomes et autres tumeurs bénignes, est le plus souvent mauvais à cause de leur nature agressive et invasive.

3.6- Sténose iatrogène

Décrite également chez l'homme, la sténose iatrogène est une complication potentielle de la chirurgie lombo-sacrée chez le chien. Dans les semaines suivant la laminectomie, le défaut osseux se comble par un tissu cicatriciel fibreux s'organisant à partir des muscles épiauxiaux sus-jacents et adhérent secondairement à la dure-mère et aux racines nerveuses, et nommé membrane de laminectomie. Ces adhérences peuvent cependant être évitées par l'interposition d'une greffe de tissu adipeux entre muscles et éléments nerveux, par une dissection limitée si possible et atraumatique et une hémostase soignée. La greffe doit être suffisamment épaisse (entre 5 et 20 mm) afin de ne pas être colonisée par la fibrose (LAROCCA et MACNAB, 1974) et de préférence pédiculée plutôt que libre.

L'établissement du diagnostic étiologique est ainsi relativement complexe et nécessite le plus souvent de nombreux examens complémentaires que nous évoquerons ultérieurement. Mais cette étape est fondamentale dans le choix et l'application du traitement le plus approprié à chaque affection.

III - LES TRAITEMENTS DU SYNDROME QUEUE-DE-CHEVAL

La démarche thérapeutique dépend de la nature, de la durée et de la sévérité des signes cliniques mais également du patient, des contraintes économiques et pratiques de la chirurgie et du suivi pour le propriétaire (PALMER et CHAMBERS, 1991 b). Le traitement peut alors être soit médical, soit chirurgical.

1- Traitement médical

La majorité des affections lombo-sacrées peut être traitée soit exclusivement, soit dans un premier temps de façon médicale. Il peut être également une alternative à l'euthanasie chez des animaux dont les propriétaires ne peuvent assumer la charge notamment financière d'une chirurgie. Les indications sont ainsi multiples :

- les discospondylites sont généralement traitées avec succès par l'association d'une antibiothérapie adaptée de 8 à 12 semaines, d'anti-inflammatoires non stéroïdiens et d'un repos très strict de 6 semaines. Le choix de l'antibiotique est déterminé par l'isolement du germe en cause mais celui-ci reste complexe et aléatoire ; les cultures seront réalisées sur le sang (hémocultures positives chez 78 % des sujets atteints), les urines (test positif chez seulement 25 % des sujets affectés), le disque intervertébral d'aspiration percutanée ou l'os vertébral lors de discographie ou de curetage vertébral. En cas d'isolement infructueux, on peut présumer que le germe en cause est un staphylocoque doré et recourir à un antibiotique auquel il est habituellement sensible (céfalexine, oxacilline). Une amélioration doit être effective au bout de 5 à 7 jours de traitement. En cas d'échec, les opérations d'isolement du germe doivent être reconduites et étendues, l'antibiotique, sa posologie et son administration réévalués (PALMER et CHAMBERS, 1991 b).
Lors d'isolement de *Brucella Canis*, un traitement à base de tétracycline et de streptomycine doit être instauré sur une période variant de 4 à 14 semaines. Il devra être poursuivi deux semaines après guérison clinique et un contrôle sérologique et radiographique seront alors recommandés.
- Lors d'affections dégénératives (hernie discale, sténose lombo-sacrée, sub-luxation du sacrum, spondylose), si les troubles neurologiques sont modérés (stade algique, paraparésie non évolutive), le traitement peut être médical en première intention. La compression radiculaire est en effet chronique et ne constitue pas le plus souvent une urgence chirurgicale. Une rémission des symptômes est généralement obtenue avec une corticothérapie d'une semaine et un repos de 6 semaines. Cependant, les symptômes réapparaissent souvent dès l'arrêt du traitement ou deviennent réfractaires aux anti-inflammatoires (OLIVER et al., 1978 ; SCHULMAN et LIPPINCOTT, 1988 ; TARVIN et PRATA, 1980). Le traitement chirurgical visant à lever la compression est alors indiqué.
- Certaines luxations ou fractures vertébrales peuvent bénéficier d'un traitement conservateur lorsque l'atteinte neurologique est discrète (douleur, parésie modérée sans incontinence) et qu'aucune instabilité vertébrale radiologique ou clinique n'est présente (déplacement faible des abouts fracturaires, atteinte d'une colonne sur trois d'après la théorie des trois colonnes et lésion non évolutive). Un repos strict et un confinement sont alors indiqués pendant 8 semaines, associés à des anti-inflammatoires non stéroïdiens en

cas de douleur et à une reprise très progressive de l'exercice (VIATEAU et MOISSONNIER, 1990).

- Les affections tumorales pour lesquelles l'exérèse chirurgicale complète est impossible (tumeur primitive maligne, métastases, ...), nécessitent la mise en place d'un traitement palliatif à base d'anti-inflammatoires le plus souvent stéroïdiens et une gestion de l'incontinence urinaire et/ou fécale lorsqu'elles sont présentes. D'origine osseuse et primitive, la majorité des tumeurs dans cette région a un pronostic très sombre à court terme et n'aboutit que rarement à un traitement chirurgical. Seule une biopsie ou l'analyse de la pièce d'exérèse permet le diagnostic définitif. L'examen tomodensitométrique permet quant à lui de définir la localisation exacte et les limites de la tumeur (PALMER et CHAMBERS, 1991 b).
- Enfin, les embolies fibrocartilagineuses n'ont pas de traitement spécifique et seule une corticothérapie de courte durée (une semaine), instaurée rapidement dans les heures suivant l'accident vasculaire peut permettre une récupération partielle ou totale. Si les signes cliniques sont graves et si le diagnostic et le traitement résultant sont établis trop tardivement, les lésions radiculaires secondaires peuvent être irréversibles.

2-Traitement chirurgical

Il est indiqué lorsque l'affection lombo-sacrée en cause s'accompagne de signes neurologiques graves (paraparésie grave, paraplégie, incontinence urinaire et fécale), lors d'échec du traitement conservateur (absence d'amélioration clinique au cours des deux premières semaines de sa mise en œuvre, amélioration temporaire puis récidive à court ou moyen terme) et lors de tableau clinique modéré mais présentant d'importants risques d'évolution défavorable (fracture, luxation vertébrale instables). Son principe repose sur une décompression des racines nerveuses lombo-sacrées et sur une stabilisation vertébrale si la pathogénie l'indique.

2.1- Traitement décompressif

Comme pour toute intervention chirurgicale sur la jonction lombo-sacrée, l'animal est placé en décubitus sternal, les membres pelviens repliés le long du corps crânialement afin d'ouvrir l'espace articulaire L₇-S₁. Des sacs de sable ou des champs sont positionnés sous les tubérosités ischiatiques afin de surélever la région lombo-sacrée et d'éviter la congestion des sinus veineux vertébraux (PALMER et CHAMBERS, 1991 b). Une incision médiane dorsale classique est réalisée pour aborder la jonction lombo-sacrée.

Tout acte de décompression doit être précédé de l'évaluation précise du nombre de segments vertébraux atteints (dans les sténoses idiopathiques, une décompression est parfois nécessaire sur 3 vertèbres) (TARVIN et PRATA, 1980) et des éléments responsables de la compression (hypertrophie des facettes ou des processus articulaires dans les sténoses idiopathiques, du ligament jaune, degré de protrusion du disque intervertébral). Cette évaluation est réalisée d'une part lors de l'analyse des examens complémentaires (radiographie, myélographie, scanner, IRM) mais également au cours de l'acte chirurgical lui-même, par l'inspection des racines nerveuses, la présence ou non de graisse épurale, d'hématome, l'existence de tension lors de la mobilisation des racines nerveuses

(normalement, on peut les mobiliser sur 2 à 3 mm sans tension) ou de déplacement (PALMER et CHAMBERS, 1991 b). Elle déterminera l'extension de la laminectomie et la présence d'une éventuelle sub-luxation vertébrale et sa localisation (L₆-L₇ ou L₇-S₁).

2.1.1- La laminectomie

Classiquement, on réalise une laminectomie dorsale de type Funkquist B (figure 12). le ligament jaune est excisé de ses attaches aux lames de L₇ et du sacrum. La graisse épидurale, lorsqu'elle est présente, est visible immédiatement sous le ligament. La moitié caudale du processus épineux de L₇ et la moitié crâniale de la crête sacrale médiane sont enlevées à l'aide d'un rongeur à os. Il importe de ne pas exercer de forces de torsion sur la vertèbre lors de l'exérèse des épines dorsales. Ensuite, on pratique l'exérèse de la lame osseuse dorsale à l'aide de pinces gouges de Kerryson ou d'une fraise motorisée. La difficulté de la laminectomie consiste à exposer et à décompresser suffisamment les racines nerveuses tout en évitant de déstabiliser l'articulation lombo-sacrale et de favoriser une fibrose cicatricielle post-opératoire. La laminectomie de type Funkquist B préserve les processus articulaires crâniens, la majorité des processus articulaires caudaux et les pédicules. Cependant, l'accès chirurgical au canal vertébral reste limité par cette technique de laminectomie restreinte.

La laminectomie de type Funkquist A (figure 13) consiste à retirer les processus articulaires crâniens et caudaux et une partie des pédicules. Elle favorise cependant la formation d'une fibrose constrictive (PRATA, 1993).

Au cours de nos expérimentations, nous pratiquerons une laminectomie dorsale modifiée dans laquelle les processus articulaires caudaux sont enlevés mais la majeure partie des processus articulaires crâniens reste intacte. L'exérèse étendue plus latéralement de part et d'autre expose plus largement le canal et les racines de la queue-de-cheval.

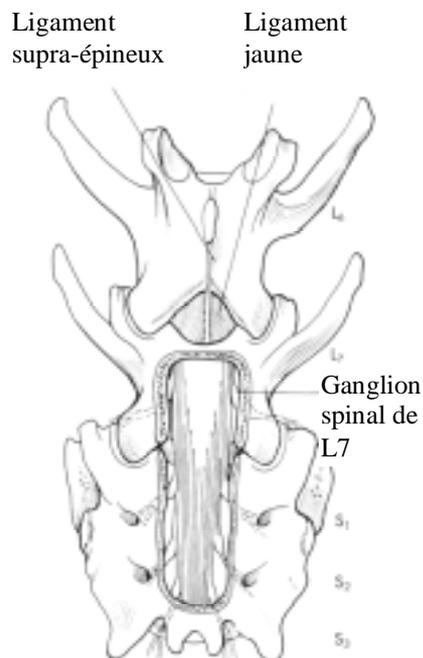


Figure 12 : laminectomie dorsale lombo-sacrale (exposition du cône médullaire et de la queue-de-cheval (d'après SMITH et FERNIE, 1991)



Figure 13 : comparaison de deux techniques de laminectomie dorsale (d'après SLATTER, 1993)

A. Technique type Funkquist A.

B. Technique type Funkquist B (conservation des processus articulaires).

Lors de hernie discale, les racines nerveuses exceptées celles de L₇, sont écartées avec précaution latéralement afin de visualiser l'espace intervertébral. La protrusion discale apparaît fréquemment comme un dôme blanc nacré sur le plancher du canal. Il peut se limiter à une simple hernie focale ou s'étendre sur toute la largeur du disque. L'anneau fibreux est alors excisé sous forme de rectangle d'un côté puis de l'autre côté après avoir rétracté les racines nerveuses à l'opposé. L'espace discal est ainsi libéré à l'aide de curettes et de rongeurs. En l'absence de hernie discale, cette fenestration est inutile, la laminectomie permettant à elle seule de décompresser la queue-de-cheval. Elle peut en effet déstabiliser le compartiment ventral et provoquer des traumatismes nerveux iatrogènes lors de la manipulation des racines sus-jacentes (VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 b).

Une laminectomie modifiée déstabilise modérément l'articulation lombo-sacrée. Elle doit être la moins étendue possible afin de réaliser un compromis entre le bénéfice d'une décompression et le risque d'une déstabilisation. Cependant, une instabilité vertébrale préexistante pourra être aggravée par la décompression et devra être stabilisée chirurgicalement. Néanmoins, OLIVER (1978) et plus récemment SCHULMAN (1988) ont obtenu une réussite élevée de, respectivement 70 % et 100 %, lors de laminectomies incluant des facetectomies partielles sans stabilisation.

Enfin, la laminectomie est curative mais permet également de confirmer ou d'établir un diagnostic définitif et un pronostic suivant la sévérité des lésions constatées.

2.1.2- Foraminotomie et facetectomie

Lorsque la compression s'étend latéralement, une extension de la laminectomie peut s'avérer nécessaire. Lors de compressions localisées au niveau du foramen intervertébral qui entravent l'émergence des nerfs, on réalise une foraminotomie. Cette technique est délicate puisqu'elle suit étroitement le trajet de la racine à sa sortie du canal vertébral. En épargnant l'articulation elle ne permet pas une décompression aussi large qu'une facetectomie, mais ne compromet pas la stabilité vertébrale. Une facetectomie est pratiquée pour les compressions siégeant dans le canal radiculaire. Suivant la latéralisation ou non de la lésion, elle peut être unilatérale ou bilatérale (LENEHAN et TARVIN, 1998). Si la facetectomie respecte la partie externe des facettes articulaires crânielles et caudales de S₁ et de L₇, les risques d'instabilité sont faibles. Elle permet d'éliminer les tissus engainant tels que les ligaments et capsules articulaires hypertrophiées ou les ostéophytes. Cependant, si une exérèse unilatérale affecte peu la stabilité vertébrale, une facetectomie bilatérale nécessitera une fixation interne (PALMER et CHAMBERS, 1991 b ; VIATEAU et MOISSONNIER, 1991 b).

2.2- La stabilisation chirurgicale lombo-sacrale

Elle est indiquée lors de fractures/luxations vertébrales de L₇ instables et d'instabilités vertébrales liées à des phénomènes septiques (discospondylites) ou lors de déstabilisation iatrogène suite à une chirurgie décompressive. Elle est facultative dans le traitement des sub-luxations lombo-sacrales liées à une sténose dans lesquelles l'instabilité est a priori moins importante. Le choix de la technique dépend de la nature et de la gravité de la lésion à stabiliser, de la pratique ou non d'une décompression au préalable, du coût de l'intervention et des habitudes du chirurgien. Mais les moyens de stabilisation de la jonction lombo-sacrale sont également limités :

- la faible hauteur et la fragilité des processus épineux de L₇ et du sacrum rendent difficile la mise en place de broches ou de plaques à leur niveau,
- les ailes iliaques limitent la voie d'abord du corps vertébral de L₇ et du sacrum,
- la mise en place de plaques sur la face latérale des corps vertébraux postérieurs à la septième lombaire peut endommager des racines nerveuses ou des structures vasculaires importantes.

2.2.1- Le brochage

Diverses techniques utilisent les broches et permettent d'obtenir une stabilisation efficace de la jonction lombo-sacrale.

a) Le brochage trans-iliaque

Cette technique est utilisée lors de fractures ventrales de L₇ avec sub-luxation ventrale du sacrum. La réduction est obtenue simultanément par une traction progressive sur la queue effectuée par un assistant non stérile qui découvre la lame dorsale de S₁ et par la mise en place de l'extrémité d'une pince hémostatique courbe (VIATEAU et MOISSONNIER, 1990) ou d'un écarteur de Hohmann sous l'arc dorsal de S₁ (HECQUET, 2000). La pince prend appui sur la lame dorsale de L₇ et fait office de levier lorsqu'on bascule ventralement son extrémité supérieure permettant ainsi de soulever le sacrum et de replacer les facettes articulaires de S₁ dans l'alignement de celles de L₇. HARRINGTON et BAGLEY ont utilisé un écarteur de Senn introduit dans le canal vertébral afin de lui imprimer un mouvement crânio-ventral pour permettre de réaligner le canal lombo-sacral (HARRINGTON et BAGLEY, 1998). La réduction est ensuite maintenue par la mise en place d'une broche de 3 à 4 mm de diamètre au travers des deux ailes iliaques et reposant sur l'arc dorsal de L₇ (figure 14). La broche est recourbée aux deux extrémités afin d'éviter une migration. Le sacrum étant solidaire des ailes iliaques, ce montage évite une bascule ultérieure de celui-ci. De plus, l'about fracturaire distal de L₇ solidaire lui aussi du sacrum, se replace automatiquement au contact de l'about proximal lors de la réduction de la luxation (FOSSUM, 1997 ; SMITH et WALTER, 1985 ; BRUECKER, 1996).

REIDY et SLOCUM ont obtenu de très bons résultats avec cette technique ; un seul échec est à déplorer sur 10 patients traités (VIATEAU et MOISSONNIER, 1990).

Elle repose sur un principe simple et ne requiert que peu de matériel. Les complications post-opératoires sont liées à une migration d'implants, un manque de réduction et aux surinfections inhérentes à toute chirurgie.

En outre, ULLMAN et BOUDRIEAU (1993) ont utilisé un fixateur interne sur six chiens constitué de deux broches trans-iliaques se croisant sur la lame dorsale de L₇. Les deux broches sont ensuite reliées sur la face latérale des ailes iliaques par des coapteurs. Cette technique décrite chez l'homme évite tout risque de migration des broches et de perte de

réduction post-opératoire. Elle provoque cependant un collapsus de l'espace articulaire L₇-S₁ favorisant la bascule ventrale du sacrum mais selon les auteurs, sans conséquence sur la taille du canal vertébral.

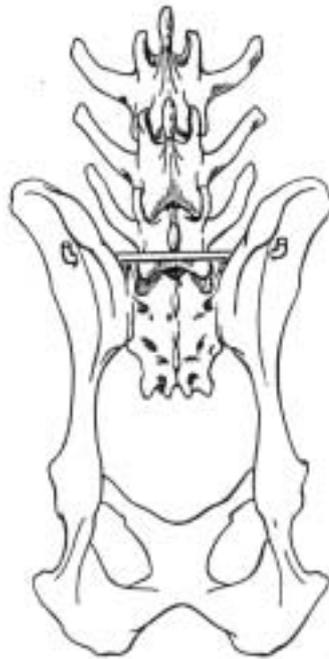


Figure 14 : brochage trans-iliaque simple (d'après SLATTER, 1993)

b) Le brochage facettaire

Cette technique décrite par SLOCUM et DEVINE (1986), stabilise la jonction lombo-sacrée par arthrodèse des facettes articulaires de L₇ et de S₁. La réduction de la sub-luxation du sacrum est maintenue par la mise en place de deux broches simples ou partiellement traitées aux extrémités, à travers le processus épineux de L₇ puis les facettes articulaires caudales de L₇, les processus articulaires crâniens de S₁ et l'aile iliaque (figure 15). Les deux broches sont ainsi placées de façon divergente à partir du processus épineux de L₇ en direction des ailes iliaques. Une greffe graisseuse issue du tissu adipeux lombaire est appliquée sur les racines nerveuses. Une greffe d'os corticospongieux prélevé à partir des ailes iliaques est ensuite déposée sur les lames dorsales de L₇ et S₁ et leurs facettes articulaires.

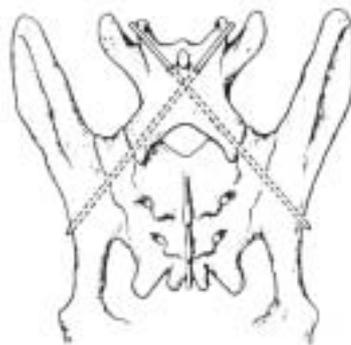


Figure 15 : brochage des facettes articulaires (d'après JEFFERY, 1995)

Cette technique de fusion articulaire est peu invasive et peu traumatisante en post-opératoire. Les complications potentielles sont représentées par la migration ou la rupture des implants. Ceci peut être évité partiellement par l'utilisation de broches filetées. Le processus épineux de L₇ peut également se rompre lors de la mise en place des broches. Un guide permet de limiter les contraintes anormales liées aux mouvements et vibrations du forage.

c) Brochage ou vissage et polyméthylmétacrylate

Les broches de Steinmann associées au ciment osseux de polyméthylmétacrylate peuvent être utilisées chez des patients de toute taille et sont compatibles avec une laminectomie dorsale (figure 16). Cette technique nécessite une dissection plus restreinte que pour les autres. Lors de fracture du corps vertébral de L₇ ou de luxation L₇-S₁, on place deux broches dans le corps de L₆, deux broches dans celui de L₇ et deux broches dans les processus articulaires crâniens de S₁ et à travers les ailes iliaques. L'implantation et le nombre de broches au niveau de L₇ dépendent du type de fracture et de sa localisation. Les broches de L₆ et L₇ sont orientées crânio-ventralement et plutôt caudo-ventralement pour celles de S₁. Elles sont ensuite coupées à environ 2 cm de leur émergence vertébrale (FOSSUM, 1997).

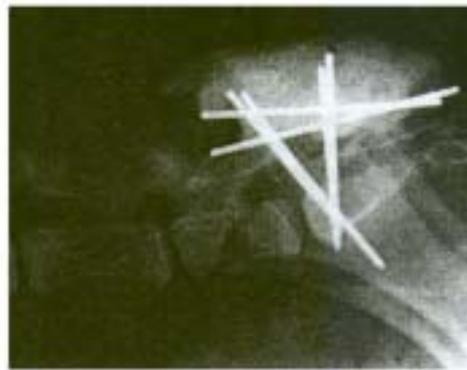


Figure 16: broches et ciment de polyméthylmétacrylate sur fracture vertébrale de L7 (d'après HARRINGTON ET BAGLEY, 1998)

Le polyméthylmétacrylate est alors obtenu par le mélange du monomère liquide et du polymère en poudre. Le mélange continu doit être poursuivi durant quatre minutes afin d'obtenir une pâte homogène, facile à manipuler et ne collant pas aux gants (WONG et EMMS, 1992). Le polyméthylmétacrylate est alors appliqué selon une masse circulaire sur les broches, entourant les processus épineux, les facettes articulaires des vertèbres crâniale et caudale à la fracture/luxation. Il faut ensuite environ 5 à 10 minutes au polyméthylmétacrylate pour durcir et conférer sa solidité au montage.

Cette technique peut être utilisée sans risque de léser les racines nerveuses lombo-sacrées et coccygiennes et stabilise de façon très rigide l'articulation (JEFFERY, 1995). En revanche, la migration dorsale des broches ou leur rupture à la limite entre os et polyméthylmétacrylate ainsi qu'un risque élevé de surinfection sont des complications non négligeables. Une difficulté supplémentaire liée à l'encombrement du montage peut être rencontrée lors de la fermeture du site opératoire. L'utilisation de broches « traitées » positives permettent de minimiser le risque de migration. D'autre part, on peut remplacer les broches par des vis dont l'ancrage dans l'os est plus résistant. La tête des vis assure une prise supplémentaire et plus solide pour le polyméthylmétacrylate. Cependant, la déformation et l'arrachement de

certaines vis et une fracture des colonnes de ciment constituent une complication possible. Les vis ne doivent pas être coupées à l'inverse des broches ce qui n'engendre pas de phénomène de desserrage ni de mouvement d'oscillation lors de la section (BEAVER et al., 1996). Il est en effet possible de constater une lyse osseuse autour des implants sur les radiographies de contrôle lors de l'utilisation de broches.

d) Fixation interne segmentée modifiée

Ce montage ne nécessite pas une dissection en profondeur, est simple à réaliser et versatile. Il assure une bonne stabilité à la réduction des fractures/luxations qui lui sont associées en particulier chez les chiens de moyen et grand format (MAC ANULTY et al., 1986). Il s'agit de forer un trou dans la base des processus épineux des deux vertèbres crâniales à la fracture (L₅ et L₆). Un trou est également foré dans la base de chaque processus articulaire crânial de L₆, L₇ et S₁. Deux broches de Steinmann sont alors placées de chaque côté dans deux trous forés dans les ailes iliaques au niveau de la lame sacrale dorsale (figure 17). Elles sont ensuite recourbées perpendiculairement, placées le long de la lame dorsale et attachées aux facettes articulaires et aux processus épineux par des cerclages passés dans les trous précédemment établis (SLATTER, 1993 ; FOSSUM, 1997).

MAC ANULTY et al. (1986) ont obtenu de très bons résultats avec cette technique avec une seule rupture de broche chez l'un des chiens opérés. Cependant, l'étude n'a porté que sur un nombre réduit de cas (MORGAN et al., 1993) et sur une période trop courte pour constater des ruptures d'implants (cerclages) ultérieurs.

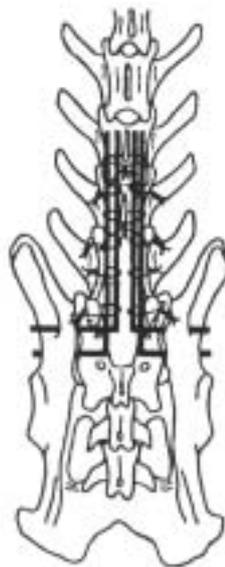


Figure 17 : fixation interne segmentée modifiée (d'après SLATTER, 1993)

2.2.2- Le vissage

a) Le vissage facettaire

Le vissage des facettes articulaires caudales de L₇ sur les apophyses articulaires crâniales de S₁ assure l'arthrodèse de l'articulation lombo-sacrale. Cette technique semblable au

brochage facettaire, utilise des vis de 2 à 2,7 mm à la place des broches (figure 18). Une greffe d'os corticospongieux peut également être effectuée ainsi qu'une laminectomie restreinte. Ce montage peut être associé à une broche trans-iliaque tel que le proposent SLOCUM et DEVINE (1986) (HECQUET, 2000) et offrir une très bonne stabilité. L'utilisation de vis assure un meilleur ancrage osseux et peu de risque de rupture d'implant ou de migration par arrachement contrairement au brochage.

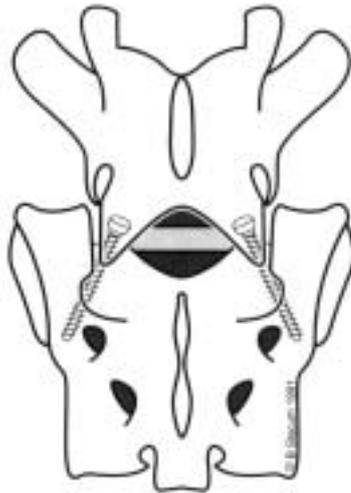


Figure 18 : vissage des facettes articulaires (d'après SLATTER, 1993)

b) Le vissage pédiculaire

MEHEUST (2000) a récemment décrit une nouvelle technique d'arthrodèse lombo-sacrée sur cinq chiens par vissage pédiculaire. Elle peut être utilisée en combinaison avec une laminectomie et même une facetectomie. Une étude anatomique et radio-anatomique préalable des pédicules de L₇ et de S₁ sur des chiens de plus de 20 kg a permis d'établir les règles d'implantation des vis. Le montage est constitué de deux vis monoaxiales implantées droit devant dans les pédicules de L₇, deux vis polyaxiales dans les pédicules sacraux implantées parallèlement au plateau vertébral du sacrum suivant une direction médio-latérale de 20° à 30° (figure 19). La vis lombaire est connectée à la vis sacrée homolatérale par une barre de 5 mm légèrement cintrée. La largeur des pédicules est le principal facteur limitant de cette technique. Elle est fonction du format du chien et peut être évaluée sur un simple cliché radiographique ventro-dorsal.



Figure 19 : vissage pédiculaire sur fracture de L7 (d'après MEHEUST, 2000)

L'étude a montré une parfaite tolérance du matériel, une absence de douleur et d'évolution arthrosique, preuve d'une très bonne stabilité. L'implantation trans-corticale offre une longueur d'implantation optimum et une résistance supplémentaire à l'arrachement. Cependant, le forage doit être soigneusement contrôlé afin de ne pas glisser trop ventralement et léser les artères et veines iliaques. D'autre part, la taille des implants actuellement disponible limite l'utilisation du vissage pédiculaire aux chiens de grande taille (> 20 kg) (MEHEUST, 2000).

2.2.3- Les plaques

En 1991, GRUSSENDORF propose un traitement de la subluxation lombo-sacrée utilisant une ostéosynthèse par plaques chez 13 chiens souffrant de syndrome queue-de-cheval. Deux plaques de reconstruction de 3 mm sont ainsi appliquées dorso-latéralement de chaque côté sur les processus articulaires de L₇ et S₁ (figure 20). La vis crânio-médiale est implantée dans la facette articulaire caudale de L₇, la vis caudo-latérale dans le processus articulaire crânial de S₁ et enfin la vis médiane au travers de l'articulation elle-même. Cette technique ne nécessite qu'un simple abord dorsal et n'utilise pas de vissage au travers de l'articulation sacro-iliaque. Cette arthrodeuse lombo-sacrée a rapidement supprimé la douleur chez 12 des 13 chiens de l'étude et a conduit à un retour rapide à une démarche normale, signe d'une bonne stabilisation articulaire (GRUSSENDORF, 1991).



Figure 20 : plaques vissées (d'après GRUSSENDORF, 1991)

D'autres méthodes proposent une stabilisation dorsale par l'utilisation combinée de plaques fixées sur les processus épineux dorsaux et de broches trans-iliaques ou d'un fixateur externe (SHORES et al., 1988 ; FOSSUM, 1997 ; SHORES et al., 1988). Ces techniques sont compatibles avec une laminectomie. La plaque dorsale est placée aussi ventralement que possible sur les processus épineux d'au moins trois vertèbres situées crânialement au site de fracture. Une ou deux broches sont ensuite placées chacune en parallèle à travers les ailes iliaques en passant par leur trou respectif sur la plaque (figure 21). Les broches sont courbées à 90° latéralement aux ailes de l'ilium ou recouvertes de ciment ou de coapteurs afin d'éviter toute migration d'implant. D'autre part, l'utilisation de plusieurs points d'ancrage prévient les risques d'instabilité en rotation. Cependant, l'abord chirurgical très délabrant, l'arrachement des implants, la fracture ou la nécrose ischémique des processus épineux constituent des risques de complications supplémentaires (LEWIS et al., 1989). Lors d'association de plaque dorsale avec un fixateur externe, les deux broches passent au travers de la peau. La première

broche est insérée dans le corps de la vertèbre crâniale à la fracture/luxation tandis que la seconde trans-iliaque passe dans le dernier trou des deux plaques situées latéralement aux processus épineux. Les deux broches sont reliées par deux barres latérales et des coapteurs. Ce montage ne requiert pas l'intégrité des processus épineux de la vertèbre fracturée et offre une stabilisation simultanée des compartiments dorsal et ventral. Cependant, il présente les inconvénients liés au fixateur externe constitués par l'encombrement, les soins post-opératoires et les risques septiques.

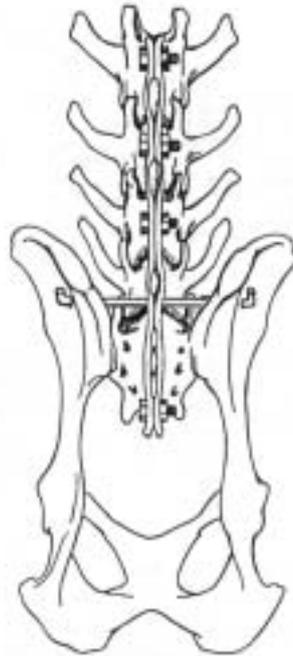


Figure 21: broche trans-iliaque associée à des plaques dorsales fixées sur les processus épineux des vertèbres lombaires et du sacrum (d'après SLATTER, 1993)

Le choix et la mise au point de ces divers montages nécessitent la mise en œuvre d'examens complémentaires préalables et d'études cliniques ou expérimentales que nous allons, à présent, évoquer.

IV – METHODES D'ETUDE DE LA COLONNE LOMBO-SACRALE

L'étude de la colonne lombo-sacrale s'inscrit dans les vastes travaux de recherche concernant la compréhension de la mobilité rachidienne en général. Les premiers essais de quantification de la mobilité vertébrale datent du début du XIX siècle mais se sont longtemps limités aux études sur cadavre. La découverte de nouveaux moyens de recherche tels que la radiographie ont alors permis d'étendre les investigations non seulement par des études cliniques mais également par des études in vivo chez l'homme comme chez l'animal ou in vitro. Les méthodes employées dans l'étude de la jonction lombo-sacrale sont utilisées pour d'autres segments vertébraux voire pour des colonnes vertébrales dans leur intégrité.

1- Paramètres d'étude biomécanique de la colonne lombo-sacrale

1.1- Notion de référentiel

L'étude biomécanique de la colonne vertébrale nécessite la création d'un référentiel adéquat pour décrire les déplacements ou les mouvements selon un axe, un plan ou un volume. Le système cartésien (repère orthonormé au sens trigonométrique) est couramment utilisé pour décrire les mouvements vertébraux dans les trois directions de l'espace (SMITH ET FERNIE, 1991) (figure 22). Le système polaire, également utilisé comme référentiel, est plus particulièrement adapté aux descriptions radiographiques assistées par ordinateur. Cependant, la méthode la plus fréquemment employée dans les études biomécaniques est celle des angles de Euler. Elle décrit les translations et les rotations selon trois axes perpendiculaires et permet la description du mouvement de l'articulation lombo-sacrale dans les trois dimensions de l'espace.

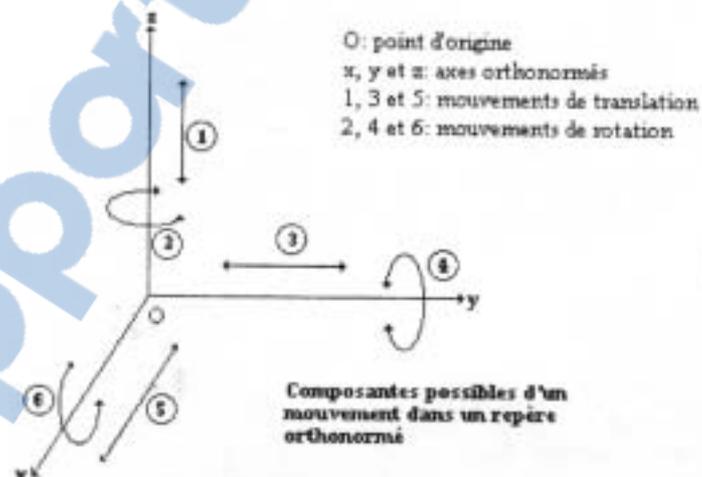


Figure 22 : schématisation des six composantes spatiales d'un mouvement

1.2- Unité vertébrale mobile

Une unité vertébrale mobile est le plus petit sous-ensemble fonctionnel de la colonne vertébrale. Il s'agit de deux vertèbres adjacentes, ici L₇ et S₁, et de leurs tissus de connexion (disque intervertébral, ligaments, capsules articulaires) (WHITE et PANJABI, 1990). Chaque unité vertébrale mobile peut être étudiée à partir d'imagerie médicale ou sur pièces

anatomiques appareillées comme c'est le cas dans notre étude. Ces méthodes permettent d'obtenir les angles intervertébraux de flexion, extension, inflexion latérale ainsi que les torsions et les translations. La combinaison des résultats obtenus selon la technique utilisée permet une modélisation de la mobilité globale de la colonne lombo-sacrale.

1.3- Centre instantané de rotation

Les études cinématiques de la colonne vertébrale ont conduit à la détermination d'un Centre Instantané de Rotation (C.I.R.) (SMITH et FERNIE, 1991). Lors du mouvement d'un corps dans un plan et pour chaque instant t étudié, il existe un point de ce corps qui ne bouge pas, appelé Centre Instantané de Rotation. L'axe perpendiculaire au plan de l'étude et passant par le C.I.R. est désigné sous le terme d'Axe Instantané de Rotation (A.I.R.) pour le mouvement étudié à l'instant t . Ces concepts permettent de décrire tous les mouvements vertébraux en rotation et translation et sont appliqués dans l'étude du comportement vertébral aussi bien chez l'homme (HAHER et al., 1991) que chez l'animal (NOACK, 1994). Cependant, l'interprétation des résultats de ce type d'étude et leurs implications cliniques restent encore difficiles. Par ailleurs, les erreurs de mesure constituent un autre facteur limitant (SMITH et FERNIE, 1991).

2- Méthodes d'étude de la mobilité lombo-sacrale

Ces techniques ont pour but d'établir et d'analyser les mouvements d'une vertèbre par rapport à une autre en l'occurrence L_7 par rapport à S_1 dans notre cas. Les méthodes d'étude font appel à l'ensemble des techniques actuelles d'imagerie ou de laboratoires utilisés en médecine ou expérimentation vétérinaire ou humaine. Elles sont appliquées sur des sujets vivants lors d'études *in vivo* ou sur des pièces anatomiques complètes ou disséquées ou sur des colonnes artificielles dans les études *in vitro*.

2.1- Les études cliniques

Les études cliniques sur le syndrome queue-de-cheval sont nombreuses mais toutes rétrospectives. Nous récapitulerons rapidement leurs méthodologies et les résultats ainsi obtenus sur la colonne lombo-sacrale.

2.1.1- Matériels et méthodes

Ces études menées pour la plupart dans des universités portent sur des chiens sains ou atteints du syndrome queue-de-cheval d'origine différente (discospondylite, sténose, subluxation, traumatisme). La taille des effectifs varie de 4 à 119 chiens ; la race Berger Allemand ou croisée est la plus représentée en particulier dans les études sur les lésions dégénératives.

Les études évoquent la pathogénie des lésions lombo-sacrées (NESS, 1994 ; OLIVER et al., 1978 ; TARVIN et PRATA, 1980), l'intérêt diagnostique de certains examens complémentaires spécifiques selon l'étiologie du syndrome queue-de-cheval (myélographie, radiographie, discographie, épидurographie, scanner, I.R.M.) (ADAMS et al., 1995 ; BARTHEZ et al., 1994 ; LANG, 1988 ; MATOON et KOBLIK, 1993) ou encore les modalités des traitements conservateurs ou chirurgicaux et les intérêts et effets indésirables de chaque technique. Elles sont tributaires

de l'inclusion d'un nombre de cas suffisant et de la participation volontaire du propriétaire notamment lors du suivi.

Le recours à l'imagerie fait majoritairement appel à la radiographie bien que l'intérêt pour la tomodensitométrie et l'I.R.M. s'accroisse dans les études actuelles grâce à une meilleure accessibilité. Sur des animaux anesthésiés, on peut ainsi, par exemple, mesurer l'angle lombo-sacral situé entre les parties ventrales des corps vertébraux de L₇ et S₁, l'angle entre les plateaux vertébraux, la mobilité de la jonction lombo-sacrée calculée entre les positions de flexion et d'extension ou encore le déplacement ventral du sacrum par rapport à L₇ puis comparer et réaliser une étude statistique entre les animaux sains et atteints (SCHMID et LANG, 1993). On a pu ainsi établir qu'aucune mesure effectuée sur des clichés radiographiques standards ne permettait de distinguer les patients sains de ceux souffrant d'un syndrome queue-de-cheval. Les valeurs de l'angle lombo-sacral ou du pourcentage de dépression du sacrum par rapport à L₇ ne présentent pas de variation significative pour permettre de suspecter une éventuelle sub-luxation vertébrale ou une sténose du canal.

Les études d'implants décrivent la technique chirurgicale employée dans chaque cas : choix du mode de décompression et de la technique de stabilisation. La plupart des études ont recours à une laminectomie de type Funkquist B. Les techniques chirurgicales évoquées précédemment ont été évaluées : fixateur externe et plaques dorsales (SHORES et al., 1988), fixateur interne par brochage trans-iliaque et facettaire (ULLMAN et BOUDRIEU, 1993), brochage facettaire (MAC KNEE et al., 1990), utilisation de méthylmétacrylate (WONG et EMMS, 1992 ; BEAVER et al., 1996), vissage pédiculaire (MEHEUST, 2000). L'évaluation se fera ensuite sur le suivi clinique de l'animal en post-opératoire. On appréciera ainsi l'évolution de l'examen clinique avant la chirurgie et sur une période post-opératoire plus ou moins longue. Par ailleurs, des examens radiologiques permettent de compléter l'évaluation de l'arthrodèse et sa tolérance par le patient. L'origine des complications et des échecs thérapeutiques est recherchée systématiquement lors de ces contrôles ou lors de l'autopsie des animaux décédés.

2.1.2- Résultats et discussion

En post-opératoire, le taux de réussite est variable selon les études : la récupération neurologique complète est effective chez 93 % (sur 131 chiens) des patients lors de décompression simple par laminectomie ou fenestration (DANIELSSON et SJÖSTRÖM, 1999), excellente dans 2 cas sur 4 lors de stabilisation avec instrumentation segmentale modifiée (MAC ANULTY et al., 1986), complète pour les 5 chiens opérés par vissage pédiculaire (MEHEUST, 2000), complète pour les 6 chiens stabilisés par fixateur interne (ULLMAN et BOUDRIEU, 1993), bonne pour les 14 chiens opérés par brochage facettaire (SLOCUM et DEVINE, 1986) et pour 12 cas sur 13 lors d'arthrodèse par plaques (GRUSSENDORF, 1991). Globalement, ces études démontrent une stabilisation satisfaisante quelle que soit la technique utilisée.

Des complications ont été rencontrées sur plusieurs patients et dans diverses études :

- migration d'implants (MAC KNEE et al., 1990 ; ULLMAN et BOUDRIEU, 1993),
- rupture d'implants (MAC ANULTY et al., 1990 ; SLOCUM et DEVINE, 1986 ; BEAVER et al., 1996),
- surinfections post-opératoires (SHORES et al., 1988),
- collections séro-hémorragiques (WONG et EMMS, 1992).

La comparaison de ces études est cependant délicate car elles sont effectuées dans des conditions différentes. Les effectifs sont très variables et les résultats des études portant sur un nombre réduit de cas n'ont qu'une valeur qualitative. D'autre part, la sélection des patients, l'intensité des lésions neurologiques avant la chirurgie, la diversité des causes de syndrome queue-de-cheval traitées, la qualité des implants utilisés, l'expérience du chirurgien, les soins post-opératoires sont autant de facteurs susceptibles d'influencer les résultats obtenus. Le suivi effectué sur une période de quelques mois jusqu'à deux ans après la chirurgie ne peut être objectif quant à l'apparition ou non de complications ou au constat d'échecs thérapeutiques. Ces études permettent malgré tout de définir les indications thérapeutiques des montages testés, de révéler le défaut ou la qualité de stabilisation lombo-sacrée, de présenter les effets secondaires potentiels de chaque technique afin de mieux les prévenir, de définir les risques de récurrence et de déterminer la tolérance des montages (gêne dans les mouvements, douleur, etc.).

Mais le choix du montage le mieux adapté à chaque situation potentielle n'est possible que si on ait défini au préalable :

- les caractéristiques biomécaniques de la colonne lombo-sacrée saine et instable (instabilité pathologique ou iatrogène),
- les critères de chaque montage tant sur leur degré de stabilisation que sur leurs effets à moyen et long terme.

Les réponses ne peuvent être fournies que par des moyens d'investigations plus élaborés dans leur précision, dans leur méthodologie et dans leurs systèmes de mesures objectifs : c'est le but des études biomécaniques.

2.2- Organisation des études biomécaniques

2.2.1- Etudes in vivo

Ces études sont effectuées sur des sujets vivants. Lors d'études menées sur l'animal, on a recours systématiquement à une anesthésie générale afin de standardiser les mesures. Chez l'homme, en revanche, l'étude porte sur des sujets volontaires vigiles.

La localisation anatomique de la colonne lombo-sacrée située en profondeur sous la peau et les muscles rend l'étude des déplacements vertébraux complexe (GRACOVETSKY et al., 1995). Les premières études in vivo ont ainsi utilisé des repères anatomiques osseux superficiels et visibles. Des méthodes qualitatives mais peu précises telles que la morphométrie et la goniométrie ont constitué les premières interventions non invasives. Puis, la radiographie a offert les moyens d'étudier la mobilité vertébrale, en particulier la colonne lombo-sacrée, in vivo et a été la méthode la plus utilisée jusqu'ici pour son accessibilité et son interprétation aisée. Elle a permis ainsi d'étudier la colonne lombo-sacrée saine (SCHMID et LANG, 1993 ; SCHULMAN et LIPPINCOTT, 1988 ; MATTOON et KOBLIK, 1993), lésée, en particulier les lésions dégénératives, instable (SCHMID, 1990) ou ostéosynthésée (GRAF, 1992). L'évaluation radiographique en position normale ou en contrainte permet de déterminer l'angle lombo-sacral formé entre l'axe ventral des corps vertébraux de L₇ et de S₁, le pourcentage de dépression du sacrum par rapport à L₇ (WRIGHT, 1980), la mobilité maximale en flexion/extension de l'articulation lombo-sacrée saine ou lésée, l'évaluation par myélographie de la longueur, du diamètre et de la forme du cône dural terminal (LANG, 1988).

D'autres techniques d'imagerie plus récentes constituent désormais la base des études in vivo surtout en humaine et apportent une précision et une définition supérieure. La radiographie biplanare, la cinématoradiographie, la tomодensitométrie, l'imagerie par résonance magnétique sont les techniques les plus couramment employées mais la télémétrie, les systèmes par courants induits, les appareils opto-électroniques, magnétiques et échosonores sont autant de moyens variés d'investigation (VIGUIER, 1996).

Des essais de fatigue à long terme effectués sur des animaux permettent d'évaluer la tolérance et la résistance des implants (OLSON et al., 1991) et leur biofonctionnalité. Ces études ont pour objectif de comprendre les mouvements articulaires physiologiques et anormaux chez l'animal et si possible d'extrapoler à l'homme en servant de support aux études cliniques effectuées en humaine.

Cependant, les études in vivo doivent être précédées d'études in vitro qui définissent des modèles expérimentaux et émettent des hypothèses nécessitant une vérification sur le vivant.

2.2.2- Etudes in vitro

Les études in vitro sont effectuées sur des pièces anatomiques ou des modèles biomécaniques développés en laboratoire pour en explorer le comportement (SMITH ET FERNIE, 1991). Les essais sont réalisés sur des rachis humains ou animaux dans leur totalité (VIGUIER, 1996), sur des segments de colonnes vertébrales tels que la jonction lombo-sacrée dans notre étude voire même sur des cadavres entiers. Il peut s'agir de simples études anatomiques (JONES et al., 1995 ; RONGMING et al., 1996) ou d'évaluation du comportement biomécanique d'unités vertébrales saines, lésées (MACY et al., 1999) ou appareillées (GUIGUI et al., 1994 ; WALTER et al., 1986) par des tests de flexibilité (déplacement par rapport à une charge) ou des tests de rupture à l'effort. La solidité des implants peut être testée par la mise en œuvre de tests de fatigue. Les essais sont effectués en flexion/extension, en inflexion latérale droite et gauche, en torsion ou compression.

Ces études permettent de définir les limites de la stabilité de la colonne lombo-sacrée, de confirmer des théories cliniques voire d'émettre de nouvelles hypothèses, de mesurer les déplacements et charges limites, de caractériser les différents types lésionnels, et enfin d'évaluer et de comparer les comportements mécaniques de divers implants utilisés en chirurgie de la colonne vertébrale (WALTER et al., 1986). Cette étape est indispensable à la mise au point des implants, de leur système de fixation et à l'évaluation de leur résistance dans les conditions simulant au maximum les contraintes physiologiques.

Cependant, ces tests doivent être réalisés dans des conditions expérimentales semblables afin d'être standardisés et surtout comparables : unités vertébrales similaires, issues de même espèce voire de même race, de format semblable, prélevées et conservées dans des conditions identiques et testées sur des appareils de mesure étalonnés et adaptés (et dont la faisabilité est établie). La mise au point d'un essai in vitro nécessite en outre d'établir au préalable des valeurs de référence obtenues à partir de colonnes saines. Si celles-ci ne sont pas préétablies, des essais préliminaires devront être menés afin de définir la faisabilité de l'étude et d'en fixer les limites (VIGUIER, 1996). L'expérimentation in vitro, cependant, n'est qu'une étape dans la compréhension du comportement biomécanique du rachis car elle ne peut reproduire les conditions physiologiques réelles ; la traction des viscères, l'action de la musculature et les phénomènes de cicatrisation et de modification tissulaire à moyen et long terme ne peuvent être simulés.

Ainsi, la compilation des résultats expérimentaux obtenus *in vivo* et *in vitro* est soumise à des études statistiques permettant de comparer les unités vertébrales saines et lésées entre elles ou à d'autres segments vertébraux voire à des études menées dans des espèces différentes. La multiplication des études et la standardisation des protocoles ont permis de créer des modèles informatiques de la mobilité et de la biomécanique vertébrale (LAVASTE et al., 1992).

2.3- Les dispositifs d'étude biomécanique

2.3.1- Application des efforts sur la colonne vertébrale

Les efforts appliqués peuvent être de nature différente. Il s'agit de forces mesurées en Newton (N) lors de compression ou de traction ou de moments exprimés en Newton-mètre (N.m) et appliqués lors de flexion, extension, inflexion, latérale ou de rotations axiales. La quantification de ces efforts est difficile à déterminer lors d'études *in vivo*, la colonne vertébrale étant soumise à des forces internes propres à l'animal. En revanche, elle est facilitée lors d'études *in vitro* qu'elles soient statiques ou dynamiques, car l'orientation et l'intensité des efforts sont déterminées mécaniquement.

Les forces sont appliquées à l'aide de machines d'essai hydrauliques qui induisent des déplacements et des efforts connus. Des capteurs enregistrent alors les efforts et les déplacements. Les moments sont en revanche des efforts appliqués à distance de la pièce anatomique par l'intermédiaire d'une barre de jonction située entre le segment vertébral testé et la force exercée. Cependant, en plus du déplacement situé strictement dans l'axe d'application du moment, se produisent des mouvements parasites de la colonne vertébrale hors du plan dans lequel se déroule l'expérimentation. Ce problème peut être résolu par des dispositifs spécifiques tels que des câbles et des poulies qui permettent d'obtenir des moments purs à l'aide de couples de forces (VIGUIER, 1996).

Par ailleurs, les chargements peuvent être continus notamment dans les systèmes automatisés ou discontinus lors de systèmes d'application manuels. Enfin, des tests de fatigue peuvent être réalisés par l'intermédiaire d'une force appliquée de façon cyclique (DIOP et al., 1992). Les mesures effectuées le plus couramment *in vitro* concernent les déplacements, les forces, les déformations, pressions et sont plus complexes à obtenir *in vivo*.

2.3.2- Les systèmes d'acquisition des déplacements

Les déplacements s'effectuent en rotation et en translation dans un repère orthonormé (O, X, Y, Z) lié à la salle d'examen ou au système de mesure. On mesure les six composantes du déplacement par rapport à une position initiale. L'orientation des repères peut cependant varier selon les études et nécessite une vérification systématique avant chaque lecture de mesures.

a) Systèmes de mesure des déplacements avec contacts

Ces systèmes sont représentés par des jauges mécaniques, électriques ou électromagnétiques. Celles-ci mesurent des déplacements linéaires ou angulaires. Les capteurs doivent être positionnés avec précision lors de grande mobilité afin de ne pas gêner le mouvement et de provoquer une butée. En raison de l'encombrement des capteurs, les essais sont limités à l'étude d'une unité vertébrale surtout si celle-ci est très mobile (comme c'est le

cas pour notre expérimentation sur la jonction lombo-sacrée) ou de plusieurs unités (VIGUIER, 1996).

Les jauges mécaniques (capteurs angulaires ou linéaires) sont peu onéreuses mais leur taille reste un facteur limitant. Les mesures obtenues lors de l'essai peuvent être enregistrées simultanément par un système vidéo.

Les inclinomètres et les goniomètres eux, ont une valeur essentiellement qualitative. Les résultats obtenus sont peu précis mais déterminent un ordre de grandeur du déplacement.

Les jauges de déformation électriques transforment une déformation en courant électrique dont l'intensité est proportionnelle à l'amplitude de la déformation. Les capteurs linéaires et rotatifs, résistifs sont très précis et de grande amplitude. Les divers capteurs peuvent être combinés afin d'étudier les mouvements d'une unité vertébrale dans les trois dimensions de l'espace. Le professeur LAVASTE a ainsi développé à l'E.N.S.A.M. la machine 2TM (2 têtes micrométriques). La première tête mobile est constituée de trois capteurs linéaires résistifs orthogonaux et la seconde, identique à la première, possède un capteur angulaire résistif, l'ensemble se déplaçant dans un volume de 400 mm x 100 mm x 60 mm sur trois rails orthogonaux. Le système de mesure est connecté à une chaîne d'acquisition de données (VIGUIER, 1996). Cette machine à mesures tridimensionnelles est le système que nous utiliserons lors de notre étude expérimentale.

b) Systèmes de mesure des déplacements sans contact

Ils présentent l'avantage de ne pas être limités par l'encombrement de la pièce anatomique étudiée et de ne pas gêner les mouvements. Ils sont fondés sur des techniques de saisie de points ou de formes par l'intermédiaire de dispositifs d'imagerie.

▸ La radiographie

Peu onéreuse et fondée sur un principe simple, elle est certainement la technique la plus utilisée en recherche clinique. Des rayons X sont émis à partir d'une source au travers d'un segment vertébral sur une plaque sensible. Après traitement chimique du film photographique, le tissu osseux qui absorbe les rayons, apparaît en blanc sur le cliché. Les reliefs de l'os constituent des points de repères anatomiques facilement identifiables. La comparaison de la position de ces points avant et après mobilisation permet de mesurer dans le plan de la radiographie, l'amplitude du mouvement des vertèbres les unes par rapport aux autres (BRAUND et al., 1977 ; WRIGHT, 1980 ; VIGUIER, 1996 ; BORENSTEIN, 2001). Ces mesures radiographiques ne peuvent être réalisées que sur des clichés de très bonne qualité. Mais l'agrandissement induit par cette technique reste une source d'erreurs que l'on sait désormais maîtriser par des mesures techniques et par la standardisation des méthodes.

La radiographie est utilisable dans les études in vitro et in vivo ; c'est une méthode statique appliquée à une position de repos ou forcée. Son objectif est de décrire une position vertébrale à un instant donné dans un plan unique. L'utilisation simultanée de deux sources radiographiques placées par exemple dans deux plans orthogonaux, permet une reconstruction spatiale du mouvement.

Des études cinématiques peuvent également être réalisées afin de décomposer les phases d'un mouvement et de calculer le déplacement, la vitesse et l'accélération. L'emploi de la radiographie in vivo reste limité par les dangers de l'exposition aux rayons X du sujet étudié.

▸ La tomодensitométrie

Le principe de cette technique repose sur l'émission d'un faisceau de rayons X par une anode tournant autour d'un patient. L'absorption variable de ce faisceau par les différentes structures anatomiques traduit la densité du tissu.

La tomодensitométrie permet une image en coupe du sujet étudié. La reconstruction dans le plan s'effectue à partir du calcul des différentes densités obtenues. Une reconstruction spatiale est possible par traitement informatique des données recueillies.

▸ L'imagerie par résonance magnétique (I.R.M.)

Cette technique d'imagerie utilise des champs magnétiques intenses à l'origine de l'aimantation des tissus biologiques. Une image est obtenue alors à partir des spécificités de l'aimantation de chaque tissu. L'I.R.M. est le moyen d'investigation le mieux adapté pour l'étude morphologique du disque intervertébral sain ou pathologique et de son évolution au cours du temps.

▸ Autres systèmes

Les systèmes optiques utilisent des sources de rayonnement visible appelé infrarouge. Les techniques employées sont multiples (stéréophotométrie, cinématographie, stéréophotogrammétrie, balayage laser, etc.) et couplées le plus souvent à des systèmes d'acquisition informatisés. L'évolution actuelle tend vers les études cinématiques in vitro ou in vivo utilisant des caméras infrarouges ou vidéoscopiques, des sources sonores ou magnétiques.

Malgré l'investissement technologique et financier, ces techniques ont permis une avancée spectaculaire dans la connaissance de la mobilité rachidienne. Cependant, ces études onéreuses sont limitées actuellement à la recherche en médecine humaine et n'ont aucune application dans le domaine vétérinaire.

DEUXIEME PARTIE : ETUDE BIOMECHANIQUE COMPARATIVE

I – OBJECTIFS DE L'EXPERIMENTATION

Les données relatives au comportement biomécanique de l'unité vertébrale L

II – MATERIEL ET METHODE

1-Matériel

1.1- Animaux et pièces anatomiques

Seize colonnes vertébrales ont été prélevées à l'E.N.V.A. sur des chiens adultes, de poids supérieur à 20 kg, de race et d'âge variable. Les chiens de petit format n'ont pu être retenus en raison du dispositif de mesure 2TM destiné normalement à l'étude du rachis humain et donc limité aux mesures effectuées sur des vertèbres de taille suffisante. L'absence d'animaux en croissance était nécessaire à l'homogénéité et à l'interprétation des résultats : la présence de cartilages de croissance, l'immaturité disco-ligamentaire sont susceptibles de modifier la mobilité vertébrale.

Les prélèvements ont été effectués dans les 12 heures suivant la mort naturelle ou l'euthanasie d'animaux exempts de toute affection neurologique ou vertébrale (anamnèse et contrôle radiologique de face et de profil de la jonction lombo-sacrée). Les sujets atteints de spondylose lombo-sacrée sans expression clinique découverte lors des radiographies ou de la dissection ont été exclus de l'étude. Les radiographies ont par ailleurs permis de mettre en évidence des zones de soudure incomplète entre S₂ et S₃ fragiles et instables.

1.2- Dispositif de mesure : la 2TM

Le dispositif expérimental de mesure tridimensionnelle utilisé dans notre étude et appelé « 2TM » (2 têtes micrométriques), a été conçu à l'E.N.S.A.M. par le Professeur LAVASTE (VIGUIER, 1996). Il permet d'étudier le comportement statique d'un segment vertébral (3 vertèbres) soumis à des sollicitations diverses. La vertèbre inférieure (sacrum), base du segment testé, étant fixée solidement à une platine, on applique des efforts connus à la vertèbre supérieure (L₆) et on mesure les déplacements dans l'espace de la vertèbre moyenne (L₇) reliée à des capteurs résistifs (six capteurs linéaires et un rotatif) (figure 23).

2- Méthode

2.1- Test de faisabilité

Les tests de faisabilité ont été effectués au cours d'études expérimentales menées précédemment sur la région cervicale caudale du chien (VIGUIER, 1996 ; MARTEL, 1998). Ils ont ainsi permis :

- de définir les conditions de préparation du segment vertébral destiné à être testé mécaniquement,
- de définir le protocole de fixation des pièces anatomiques sur la machine d'essai,
- de définir les modalités de chargement du segment vertébral (dispositif de charge, valeur des couples),
- d'obtenir la maîtrise des différentes étapes pour une meilleure reproductibilité,
- d'obtenir les courbes de comportement biomécanique et définir les paramètres caractérisant la mobilité de l'unité vertébrale testée : l'amplitude globale, l'amplitude intermédiaire, les raideurs extrêmes et le couplage. Ces critères descriptifs caractéristiques

de chaque courbe seront évoqués plus en détail ultérieurement ; ils constituent la base de l'interprétation des résultats expérimentaux.

Par ailleurs, il a fallu déterminer le centre de rotation. Or, celui-ci varie au cours d'un même mouvement. Lors de déplacement angulaire important, l'articulation effectue simultanément un mouvement angulaire principal associé à des mouvements parasites (phénomène de couplage) et des mouvements de translation. Le centre instantané de rotation se situe ainsi dans une aire de 4 mm de diamètre dont la position est variable selon le type de mouvement (MARTEL, 1998) :

- en flexion/extension, le centre de rotation est situé dans la partie crâniale du corps de la vertèbre caudale au disque intervertébral (soit S_1),
- en inflexion latérale, le centre de rotation se positionne dans le disque intervertébral lui-même situé entre L_7 et S_1 .

Afin de simplifier l'interprétation et l'homogénéité des résultats, le centre de rotation sera considéré fixe quel que soit le mouvement dans le cas de notre étude c'est-à-dire situé dans le plan médian au sein de l'articulation intervertébrale.

Enfin, les structures d'union (ligaments, disque intervertébral, capsules articulaires) subissent une élévation et une dessiccation progressive au cours de l'expérimentation. Mais lors de stabilisation croissante de l'articulation par diverses techniques chirurgicales, le montage contribue majoritairement à cette stabilité et les moyens d'union sont alors moins sollicités. Les manipulations sans implant qui sollicitent principalement ces structures seront donc réalisées en premier lieu (colonnes saines et décompressions dorsales) ; puis, les montages seront effectués successivement du moins au plus destructif.

2.2- Préparation des pièces et mode de conservation

2.2.1-Prélèvement

Les prélèvements ont été effectués au service d'autopsie de l'E.N.V.A. dans les 12 heures au maximum suivant le décès de l'animal. Ils concernaient la colonne vertébrale depuis la dixième vertèbre thoracique jusqu'à la troisième vertèbre coccygienne et la musculature périaxiale. Le bassin a été sectionné au niveau du col des deux iliums.

Chaque colonne lombo-sacrée a ensuite été isolée par dissection depuis la sixième vertèbre lombaire jusqu'à la troisième vertèbre sacrée incluse. Les autres segments vertébraux thoraco-lombaire et lombaire ont été utilisés pour d'autres études expérimentales. La musculature et les aponévroses ont été disséquées afin de ne conserver que le minimum de chair au contact des vertèbres ; les ligaments intrinsèques et extrinsèques et les capsules articulaires ont été préservés. Les ailes iliaques n'ont pu être gardées pour des raisons d'encombrement lors des essais et ont donc été désarticulées au niveau de la synchondrose fibrocartilagineuse. Les processus transverses de L_7 ont été sectionnés à environ 1 cm du corps vertébral tandis que les processus épineux et transverses de L_6 l'ont été à la limite du corps vertébral.

2.2.2-Préparation des pièces anatomiques

L'apex du sacrum est fixé dans un moule de résine indéformable, de forme rectangulaire. La moitié crâniale de la sixième vertèbre lombaire est fixée de la même manière mais dans un

bloc de forme cylindrique. Afin d'améliorer l'ancrage de la vertèbre et éviter tout risque de mouvement à l'intérieur du socle, trois vis à bois sont disposées sur 2/3 de leur longueur en direction convergente dans les pédicules latéraux et dans le plateau du corps vertébral de S₃. Par ailleurs, trois vis sont implantées à travers les plateaux des corps vertébraux de L₆ et L₇ en direction crânio-caudale afin de neutraliser tout mouvement articulaire entre L₆ et L₇ au cours des manipulations et de ne tester que l'articulation lombo-sacrale. Une vis supplémentaire ou l'utilisation de vis de longueur supérieure est également nécessaire à l'apex du sacrum afin de stabiliser les zones de moindre résistance interarticulaires (entre S₂ et S₃) détectées radiographiquement.

Le mélange isométrique des deux composants liquides de la résine à prise rapide (4, 4' di-isocyanate de diphénylméthane) est versé après homogénéisation dans les moules. Il durcit en 2 à 3 minutes avec une réaction exothermique ne dépassant pas 40 °C. Cet échauffement limité évite ainsi la destruction des structures articulaires adjacentes. Deux centimètres au minimum de la partie crâniale du sacrum ne devront pas être inclus pour permettre l'implantation du matériel chirurgical. Le segment vertébral est ainsi scellé dans une position verticale à l'intérieur de son socle.

2.2.3-Conservation ces colonnes lombo-sacrales

Les prélèvements n'ont pas pu être testés immédiatement en raison de l'indisponibilité du matériel de mesure 2TM. Chaque prélèvement a donc été congelé à - 18 °C après dissection et inclusion dans la résine. Ils ont été emballés dans des sacs congélation en plastique alimentaire et identifiés par un numéro (K₁ à K₂₀) et les commémoratifs de chaque animal (race, âge, sexe, date du prélèvement et motif du décès).



Figure 23 : dispositif de mesure 2TM



Figure 24 : colonne lombo-sacrée dans son socle de résine, fixée sur le dispositif 2TM

Les moments sont appliqués à l'aide d'une barre de chargement en aluminium de 70 cm de longueur (210 grammes) reliée à la vertèbre supérieure (L_6) par l'intermédiaire d'un dispositif en croisillon sur lequel est vissée la barre (figure 24). Ce système s'adapte sur le bloc de résine cylindroïde moulé sur la face crâniale du corps vertébral de L_6 et est solidarisé par trois vis (l'une dorsale, les deux autres ventrales et convergentes). La barre est placée dans le plan sagittal pour les essais en flexion/extension et en torsion, et dans le plan frontal pour les essais en inflexion droite et gauche. Pour chaque série de mesures, le cycle complet commence à la charge maximale en flexion ou en inflexion droite pour les mouvements dans les plans médian et latéral. Cette charge est réalisée à l'aide de six masses de forme carré et aplatie dans une des pesettes situées à chaque extrémité de la barre. Un déchargement progressif masse par masse est alors effectué pour revenir à la charge nulle. Il est suivi d'un chargement en extension ou en inflexion gauche, du déchargement et enfin du chargement en flexion ou inflexion droite pour revenir à la position initiale. Les sollicitations s'effectuent par paliers de 0.38 N.m (correspondant chacun au retrait ou à l'ajout d'une masse) jusqu'à 2.28 N.m (moment généré par six masses).

Lors de mouvement en rotation axiale, on applique simultanément deux efforts horizontaux de sens opposé aux deux extrémités de la barre de chargement placée dans le plan sagittal et parallèle au plateau vertébral de L_6 . Le moment du couple appliqué est donc orthogonal à ce plateau vertébral. Les deux efforts horizontaux sont appliqués par l'intermédiaire des masses disposées dans les pesettes associées à un système de poulies et de fils de nylon. La torsion droite ou gauche est obtenue par l'inversion du sens d'application des efforts. Les chargements aux deux extrémités génèrent un moment de 0.76 N.m jusqu'à un maximum de 4.56 N.m. Afin d'éviter des butées mécaniques aux limites de chargement, on diminue la mobilité articulaire relative de L_6 - L_7 par leur vissage facettaire.

2.3.2-Mesure des déplacements

Le déplacement de L_7 est suivi par deux têtes micrométriques 3D mobiles dans les trois dimensions de l'espace et reliées à L_7 par l'intermédiaire d'un étrier de mesure centré et vissé rigidement au corps vertébral. Les extrémités de l'étrier sont reliées aux deux têtes micrométriques par un joint de cardan d'un côté et par une rotule de l'autre. L'axe de la tige doit être perpendiculaire au plan sagittal du segment lombo-sacral et pointé sur le centre du corps vertébral de L_7 .

Chaque tête micrométrique est composée de trois chariots mobiles en translation dans les trois directions orthogonales XX' , YY' , ZZ' sur des guides rectilignes de haute précision (13 microns /m) et de faible coefficient de frottement (0.08). Un capteur résistif linéaire fixé à chaque chariot mesure l'amplitude des trois composantes du mouvement en translation. Un capteur résistif angulaire positionné entre le joint de cardan et l'une des têtes micrométriques, mesure la rotation de la barre autour de son axe.

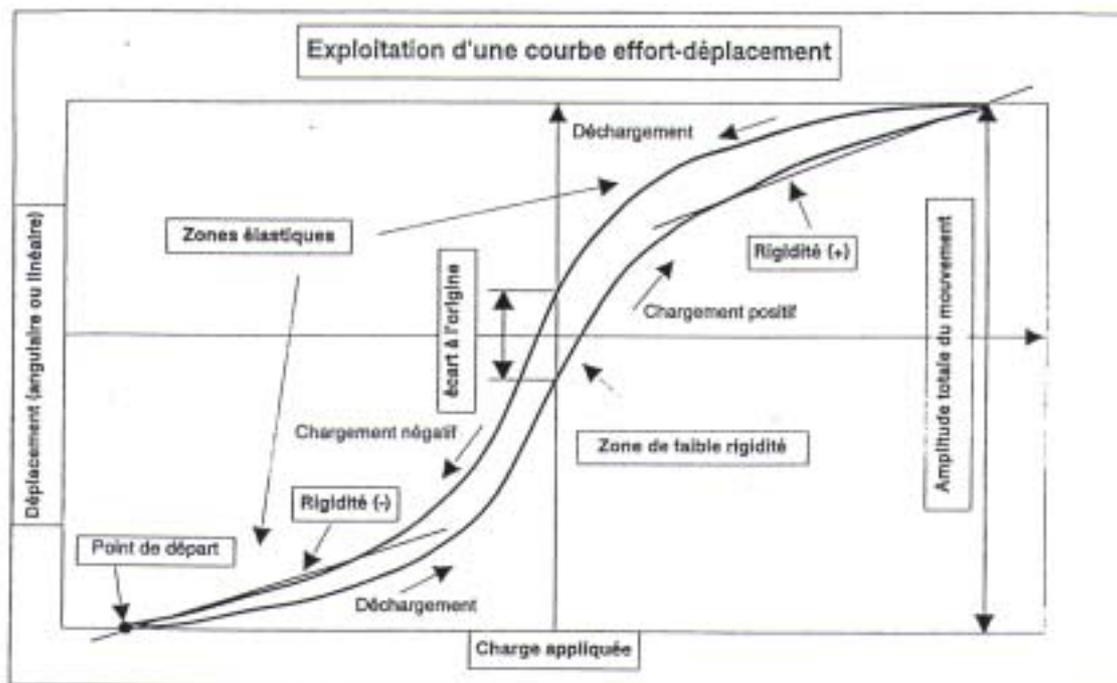
L'erreur sur les déplacements a été évaluée à 0.2 degrés pour les mouvements de rotation et à 0.2 mm pour les mouvements de translation. Les courbes de comportement obtenues, représentant l'évolution de ces différents déplacements en fonction du couple appliqué, permettent d'établir les caractéristiques biomécaniques lombo-sacrales.

2.3.3-Acquisition et traitement des données

Un boîtier électronique permet l'affichage digital instantané des informations données par les sept capteurs de déplacements du dispositif. Le fonctionnement correct de l'enregistrement

des mesures peut être suivi en permanence et il est alors facile de remarquer la déficience d'un capteur avant le calcul final des déplacements.

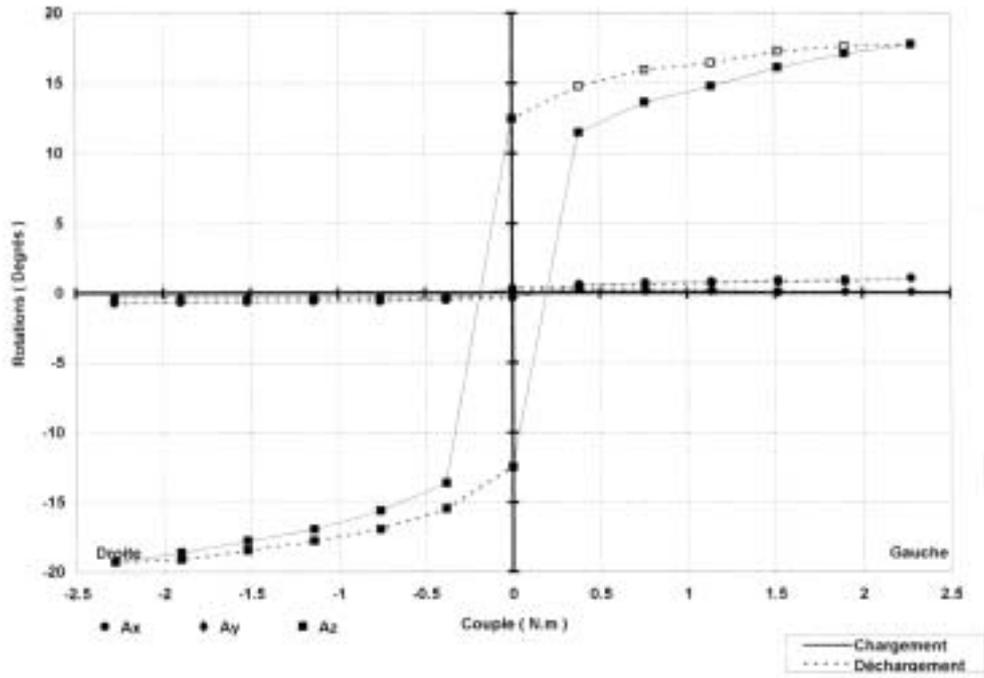
Le boîtier est relié à un micro-ordinateur de type PC contenant un logiciel d'acquisition de données (Labtech Notebook) qui permet le calcul en temps réel des six déplacements de la vertèbre L₇ (trois linéaires et trois angulaires). A la fin de la mise en charge, les résultats sont consignés dans un tableur (Logiciel Microsoft, EXCEL 4). Les courbes sont alors construites et imprimées sous forme de deux tracés effort/déplacement accompagnés d'un tableau de valeurs de référence calculées.



Le premier tracé exprime les déplacements angulaires et le second, les déplacements linéaires selon les trois axes. Chaque tracé présente trois courbes correspondant aux déplacements dans les trois directions. La courbe relative au comportement d'une articulation vertébrale saine a une allure sigmoïde. Le tracé d'une unité vertébrale saine présente trois parties (figure 25) :

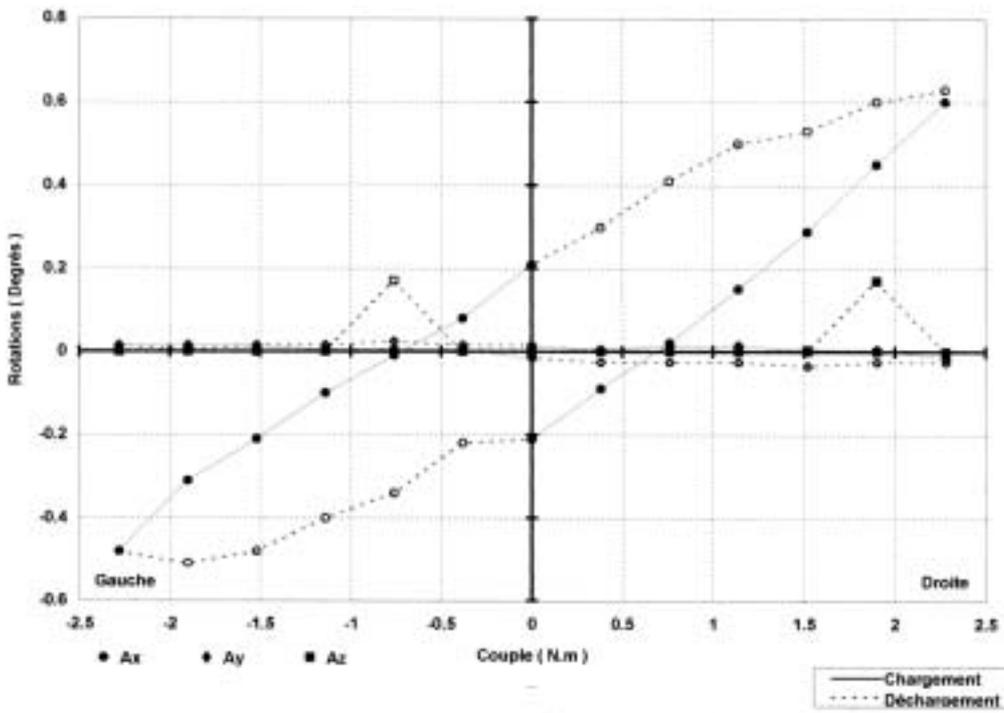
- les deux extrémités de la courbe correspondent aux deux zones de raideur articulaire maximale aux limites du mouvement (raideur de flexion, raideur d'extension dans notre exemple),
- une partie intermédiaire caractérisée par son amplitude intermédiaire encore appelée amplitude de moindre raideur. Elle correspond à la mobilité articulaire la plus marquée lors du mouvement.

Les tracés sont modifiés selon la rigidité des montages. Lors de rigidité extrême, les courbes sont d'allure linéaire sans zone intermédiaire (figure 26).



- Ax : rotation frontale
- Ay : rotation axiale
- Az : rotation sagittale

**Figure 25 : exemple de tracés des déplacements en rotation de L₇-S₁ (°) en fonction des moments (N.m) ;
courbe d'allure sigmoïde (rachis sain)**



**Figure 26 : exemple de tracés des déplacements en rotation de L₇-S₁ (°) en fonction des moments (N.m) ;
courbe d'allure linéaire (brochage facettaire)**

Un tableau récapitulatif précise :

- les six déplacements linéaires et angulaires en mm ou en degré,
- l'amplitude totale du déplacement en degré et en mm,
- l'écart à l'origine en mm ou en degré,
- le coefficient de raideur en Newton mètre par degré (N.m/°) ou en Newton mètre par millimètre (N.m/mm), correspondant à la pente de la partie élastique du tracé effort/déplacement. Il est obtenu en calculant la droite de régression sur les quatre derniers chargements sur les sept effectués. Les premiers points ne sont pas pris en compte en raison de l'allure particulière du tracé comportant une zone d'adaptation puis une zone élastique à partir du deuxième et troisième chargement.

Le rapport des coefficients de raideur a par ailleurs été calculé par chaque colonne. Il décrit par exemple la prépondérance de l'extension sur la flexion lors de rotation sagittale et la symétrie de l'articulation lors d'inflexion et de torsion.

Enfin, chaque mouvement dans un plan donné s'accompagne d'un mouvement annexe dans un autre plan. Lors de torsion par exemple, l'articulation subit simultanément une légère flexion/extension et une inflexion. Ce phénomène est défini sous le terme de couplage. Le couplage correspond en théorie au calcul du rapport de l'amplitude du mouvement principal sur l'amplitude du mouvement secondaire. Cependant, les valeurs données par la machine 2TM sont difficilement exploitables car elles ne sont qu'une représentation mathématique. Ces mesures ne prennent pas en considération le positionnement de l'articulation lombo-sacrale et son centre instantané de rotation à l'équilibre. A chaque palier de chargement, l'articulation suit le mouvement principal imposé par la charge mais elle oscille et est déséquilibrée par les frottements et mouvements de balance du dispositif, les conditions d'expérimentation...

Il existe donc un couplage sur l'ensemble des tracés mais nous ne les prendrons pas en considération dans nos résultats.

Le repérage du centre du corps vertébral de L₇ et la migration du centre de rotation instantané de part et d'autre du centre imposé pendant un cycle de sollicitation représentent de réelles difficultés pour l'expérimentateur. Les courbes des déplacements linéaires, difficilement interprétables, ne seront donc pas exploitées.

2.3.4-Analyse statistique

Les résultats ont été ordonnés et traités à l'aide d'un tableur Excel de Microsoft et de méthodes statistiques (SCHWARTZ, 1981). Les moyennes et écarts-types de chaque paramètre ont ainsi été calculées. L'analyse statistique a porté sur les colonnes lombo-sacrales saines et déstabilisées d'une part, et sur les colonnes ostéosynthésées d'autre part. La comparaison des résultats obtenus a nécessité :

- la comparaison des variances à partir du calcul de leur rapport et la confrontation de celui-ci à la valeur de F donnée par la table de F,
- puis la comparaison des moyennes (test de Student) à partir du calcul de t et la confrontation de celui-ci à la valeur de t au risque $\alpha=5\%$ (cf. annexe C pour le détail des calculs et des résultats).

La comparaison des données obtenues entre les colonnes lombo-sacrales saines et celles instrumentées n'a pas été effectuée. La comparaison des variances établit une différence significative qui ne permet alors pas d'utiliser le test de Student. Par ailleurs, les résultats expriment d'eux-mêmes la modification très importante des différents paramètres liée à la pose d'implants.

2.4- Manipulations réalisées sur les colonnes lombo-sacrales

Deux lots de huit colonnes chacun ont été effectués au hasard. Selon le lot, diverses manipulations successives ont ensuite été réalisées, accompagnés à chaque étape de la mesure sur 2TM des paramètres biomécaniques pour les trois cycles de sollicitations (flexion/extension, inflexion latérale, torsion). Chaque unité vertébrale saine est tout d'abord testée sans instrumentation.

Dans le premier lot, le brochage des facettes articulaires est ensuite réalisé avant de déstabiliser l'articulation par laminectomie puis par facetectomie bilatérale. Enfin, le ciment de polyméthylmétacrylate est testé en dernier puisque son retrait engendrerait une altération notable du segment vertébral. La fracture vertébrale ventrale termine la série d'interventions sur le premier lot.

Le second lot teste le vissage facettaire puis les plaques vissées avant de subir une facetectomie uni- puis bilatérale. Entre chaque essai, l'unité vertébrale est protégée de la dessiccation et enveloppée d'un vélum humide.

Procédure chirurgicale

a) Exérèse des structures dorsales

- *la laminectomie*

L'exérèse de la lame dorsale est réalisée à l'aide d'une pince gouge et est associée au retrait des structures ligamentaires et capsulaires dorsales gauche et droite (ligament interépineux, ligament jaune). Le processus épineux de L₇, le tiers postérieur de l'arc vertébral dorsal de L₇ (laminectomie de type Funkquist B) et la partie médiane des processus articulaires caudaux de L₇ sont ainsi éliminés (figure 27).

- *la facetectomie uni- et bilatérale*

Les facettes articulaires, éléments de stabilité dorsaux de l'articulation lombo-sacrale, sont retirées à la pince gouge. Il s'agit des facettes caudales de L₇ articulées avec les facettes crânielles de S₁ (figure 28). L'exérèse large des quatre massifs articulaires permet ainsi d'éviter les butées osseuses lors des mouvements extrêmes sur le banc d'essai.

b) Pose des implants rachidiens

Quatre procédés de stabilisation ont été réalisés et une fracture ventrale a été simulée.

- *brochage facettaire*

Une broche de 2 mm de diamètre est implantée à l'aide d'une perceuse au travers des facettes articulaires caudales de L₇ et crânielles de S₁ à droite et à gauche mais ne traverse pas le processus épineux de L₇ (figure 29). Elles sont orientées caudo-ventralement et ressortent sur les faces latérales et droite et gauche de la base du sacrum. Les deux broches s'ancrent ainsi dans deux corticales. Leur extrémité postérieure est coupée avec un coupe-broche à proximité du processus épineux de L₇.

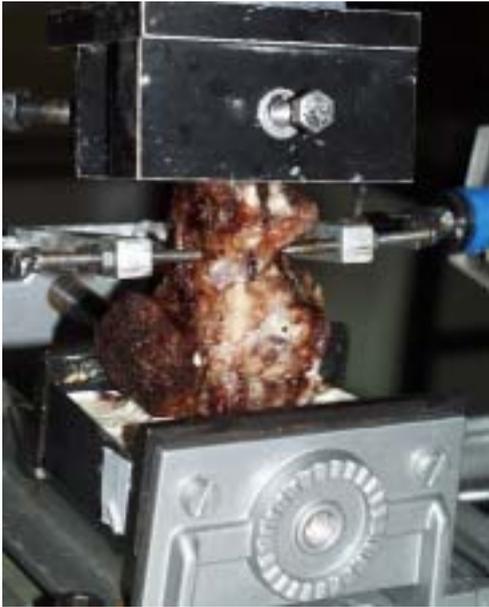


Figure 27 : laminectomie

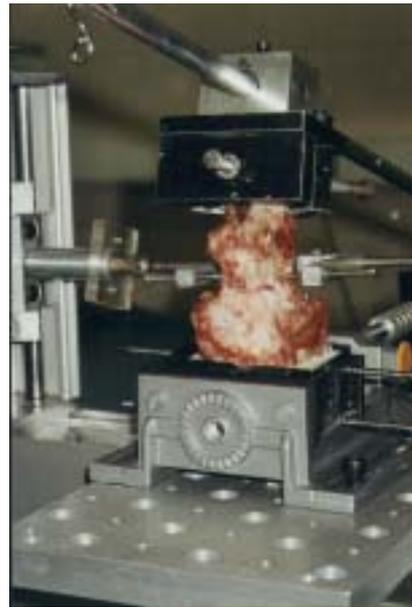


Figure 28 : facetectomie bilatérale



Figure 29 : brochage facettaire

- *Vissage facettaire*

Deux vis corticales de 2.7 mm de diamètre et de 20 mm de longueur sont fixées de chaque côté au travers des facettes articulaires dorsales lombo-sacrales selon la même orientation et la même position que les broches facettaires (figure 30). Un trou de glissement est réalisé au préalable à l'aide d'une broche et d'une perceuse afin d'éviter la fracture des facettes lors du serrage des vis.

- *Plaques vissées bilatérales*

Deux plaques rigides de 2.7 mm de diamètre et constituées de trois trous sont positionnées à droite et à gauche de l'articulation selon la technique décrite par GRUSSENDORF (1991). Il n'a pas été nécessaire d'ajuster la forme des plaques aux reliefs des facettes articulaires. Une vis médiane de 2.7 mm de diamètre est implantée au travers des facettes caudales de L₇ en direction ventrale. La vis proximale prend appui sur la lame dorsale de L₇ légèrement orientée crânio-ventralement ; la vis caudale quant à elle, s'ancre dans le pédicule de S₁ en direction caudo-ventrale (figure 31). Les vis ne traversent qu'une seule corticale.

- *Broches associées au polyméthylmétracrylate (PMMA)*

Deux broches de 2 mm de diamètre sont implantées en direction légèrement crânio-ventrale et médio-latérale dans les pédicules droit et gauche de L₇. Deux autres broches sont positionnées dans les pédicules de S₁ caudo-ventralement. Les broches sont ensuite recourbées horizontalement à leur extrémité dorsale. Le ciment de polyméthylmétracrylate est préparé extemporanément par le mélange du monomère liquide et du polymère en poudre. La pâte homogène ainsi obtenue est positionnée de façon rectangulaire sur les broches afin de les solidariser (figure 32). La polymérisation obtenue en 15 à 20 minutes assure la rigidité du montage et l'arthrodèse vertébrale.

- *fracture vertébrale ventrale*

Une fracture vertébrale ventrale est recréée sur l'articulation lombo-sacrale stabilisée au préalable par les broches solidarisées par le PMMA. Une lame mince du corps vertébral de L₇ et le disque intervertébral sont sciés jusqu'au canal vertébral puis éliminés (figure 33). La cohésion ventrale de l'articulation n'est alors plus assurée. Aucune butée osseuse n'intervient lors des essais et seules les propriétés du montage dorsal sont alors testées.



Figure 30 : vissage facettaire



Figure 31 : plaques vissées

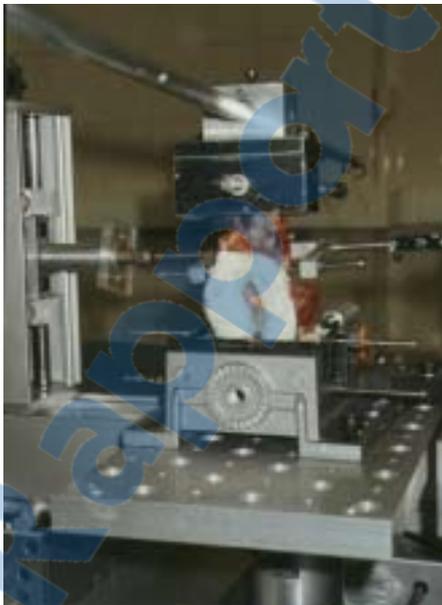


Figure 32 : brochage et polyméthylmétacrylate



Figure 33 : fracture ventrale

III – RESULTATS

Les résultats seront, dans un premier temps, exposés selon une analyse descriptive (moyennes et écarts-types) des paramètres mesurés et calculés caractéristiques des mouvements articulaires lombo-sacraux dans les trois directions de l'espace. Puis, ces données seront comparées d'une part entre les segments sains et les segments déstabilisés par laminectomie et/ou facetectomie, d'autre part, entre les segments appareillés et leur articulation de référence (saine ou déstabilisée) et enfin, entre chaque type d'ostéosynthèse. Une synthèse des résultats sera exposée. Les tableaux de valeurs pour chaque mesure sont consignés en annexe.

1-Unités vertébrales saines

1.1- Mobilité lombo-sacrale en flexion/extension (mobilité dans le plan médian)

FLEXION/EXTENSION	SAINS 1	SAINS 2	SAINS (sains 1 + sains 2)
Amplitude globale (°)	35,07 +/- 7,53	36,47 +/- 4,95	35,77 +/- 6,62
Amplitude intermédiaire (°)	20,77 +/- 5,87	20,62 +/- 4,56	20,69 +/- 5,49
K-flex. (N.m/°)	0,45 +/- 0,03	0,51 +/- 0,17	0,48 +/- 0,13
K-ext. (N.m/°)	0,4 +/- 0,09	0,32 +/- 0,07	0,36 +/- 0,09
K-flex./K-ext.	1,20	1,57	1,38

Tableau I : résultats en flexion/extension de la mobilité articulaire lombo-sacrale (moyennes et écarts-types)

Les valeurs relatives à la mobilité vertébrale de chaque échantillon sont consignées dans le tableau I. L'amplitude globale de l'articulation L₇-S₁ saine est en moyenne de 35,07° pour le premier échantillon et de 36,47° pour le second. Aucune différence significative n'a été relevée entre ces deux valeurs (P = 0,413 au risque $\alpha=5\%$), chacun de ces échantillons pouvant ainsi être considéré comme issu d'une même population. Les valeurs obtenues sont cependant très variables d'un individu à l'autre (mobilité globale variant de 24,75° à 47,85°) sans corrélation spécifique avec l'âge, le format ou la race de l'animal (figure 34). L'amplitude intermédiaire, reflet de la mobilité de la zone centrale des courbes obtenues, est élevée (20,69° en moyenne) caractérisant ainsi l'allure sigmoïde du comportement biomécanique de la colonne lombo-sacrale saine. L'articulation lombo-sacrale montre par ailleurs une raideur plus élevée en flexion (0,48 N.m/°) qu'en extension (0,36 N.m/°) significative de la résistance aux mouvements lors de la flexion conférée par les facettes articulaires dorsales.

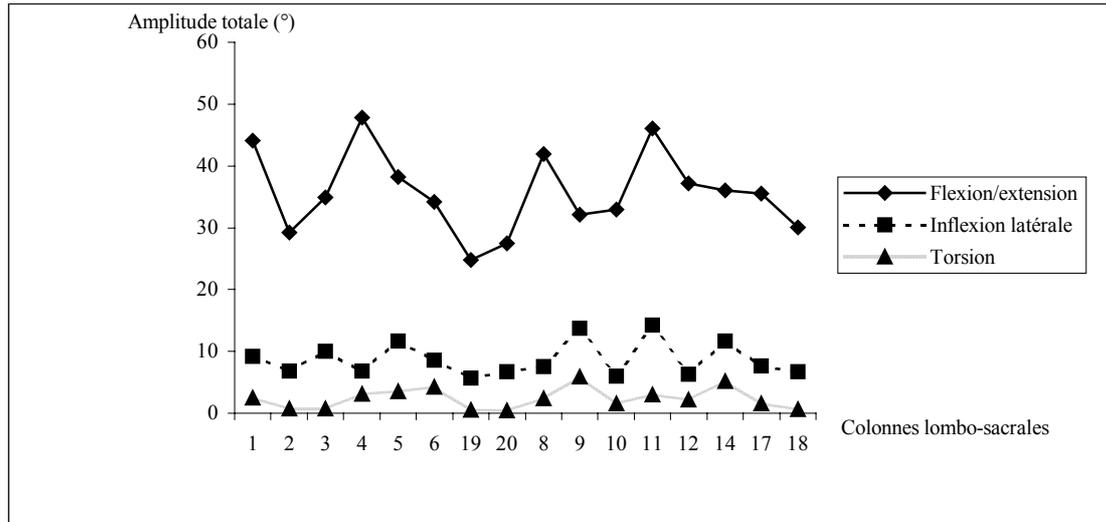


Figure 34 : mobilité des colonnes lombo-sacrales saines (K1 à K20) en flexion/extension, en inflexion latérale et en torsion

1.2- Mobilité en inflexion droite/gauche (mobilité dans le plan frontal)

INFLEXION	SAINS 1	SAINS 2	SAINS (sains 1 + sains 2)
Amplitude globale (°)	8,18 +/- 1,92	9,23 +/- 3,22	8,71 +/- 2,7
Amplitude intermédiaire (°)	3,16 +/- 0,93	3,5 +/- 1,69	3,33 +/- 1,37
K-infl.Dr. (N.m/°)	0,8 +/- 0,15	0,72 +/- 0,21	0,76 +/- 0,19
K-infl.Ga. (N.m/°)	0,8 +/- 0,16	0,68 +/- 0,23	0,74 +/- 0,21
K-infl.Dr./K-infl.Ga.	1,02	1,88	1,03

Tableau II : résultats en inflexion latérale de la mobilité articulaire lombo-sacrale (moyennes et écarts-types)

La mobilité totale en inflexion latérale est en moyenne de 8,71° avec une amplitude intermédiaire de 3,33° (tableau II). Le rapport des coefficients de raideur en inflexion droite et gauche proche de 1 (1,03) révèle le comportement symétrique de l'articulation vertébrale lombo-sacrale.

1.3- Mobilité en torsion (dans le plan axial)

TORSION	SAINS 1	SAINS 2	SAINS (sains 1 + sains 2)
Amplitude globale (°)	1,97 +/- 1,44	2,8 +/- 1,69	2,38 +/- 1,62
Amplitude intermédiaire (°)	0,78 +/- 0,69	1,06 +/- 0,81	0,92 +/- 0,77
K-tors.Dr. (N.m/°)	5 +/- 3,93	2,7 +/- 2,25	3,85 +/- 3,4
K-tors.Ga. (N.m/°)	4,54 +/- 4,32	2,03 +/- 0,76	3,29 +/- 3,35
K-tors.Dr./K-tors.Ga.	1,24	1,23	1,23

Tableau III : résultats en torsion de la mobilité articulaire lombo-sacrale (moyennes et écarts-types)

La mobilité en rotation axiale de l'articulation lombo-sacrale saine est très limitée (2,38° en moyenne). Cette caractéristique se retrouve au niveau de l'amplitude intermédiaire

relativement faible ($0,92^\circ$) et des raideurs extrêmes élevées ($3,85 \text{ N.m}^\circ$ et $3,29 \text{ N.m}^\circ$ respectivement pour les torsions droite et gauche) (tableau III).

2- Unités vertébrales déstabilisées

2.1- Mobilité en flexion/extension

FLEXION/EXTENSION	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Amplitude globale ($^\circ$)	35,77 +/- 6,62	36,42 +/- 8,80	41,14 +/- 8,16	41,4 +/- 8,16
Amplitude intermédiaire ($^\circ$)	20,69 +/- 5,49	21,5 +/- 6,52	22,81 +/- 3,92	21,5 +/- 6,52
K-flex. (N.m°)	0,48 +/- 0,13	0,47 +/- 0,04	0,42 +/- 0,08	0,47 +/- 0,04
K-ext. (N.m°)	0,36 +/- 0,09	0,47 +/- 0,11	0,39 +/- 0,12	0,47 +/- 0,11
K-flex./K-ext.	1,38	1,05	1,12	1

Tableau IV : résultats de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension après lésion dorsale par laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Flexion/extension	3,14 %	12,8 %	15,66 %
Inflexion	4,14 %	8,13 %	17,36 %
Torsion	16,75 %	94,64 %	184,6 %

Tableau V : pourcentage de déstabilisation articulaire après lésion dorsale par laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale

L'ensemble des colonnes lésées par laminectomie, facetectomie unilatérale ou bilatérale présente des courbes d'allure sigmoïde lors de la flexion/extension.

- Laminectomie : l'amplitude totale de l'articulation lombo-sacrée lésée obtenue après laminectomie ($36,42^\circ$ en moyenne) n'est pas significativement supérieure à la mobilité globale de la colonne saine. Ainsi, l'augmentation absolue de l'amplitude reste faible ($1,35^\circ$) (tableau IV). Elle correspond à un accroissement de mobilité de 3 % (tableau V). Les coefficients de raideurs extrêmes en flexion et en extension sont identiques ($0,47 \text{ N.m}^\circ$). En théorie, on ne devrait constater qu'une égalité ou une baisse de raideur vis à vis des colonnes saines puisque seule la lame dorsale et le ligament jaune sont supprimés et les surfaces articulaires dorsales et ventrales restent intactes. En réalité, on observe une augmentation de la raideur en extension ($0,07 \text{ N.m}^\circ$) probablement liée au phénomène d'hystérésis et aux conditions d'expérimentation pouvant provoquer, malgré les précautions prises afin d'éviter la déshydratation des pièces anatomiques, une dessiccation des structures articulaires. Ces modifications restent minimales et non significatives et montrent que l'augmentation d'amplitude globale est due à une augmentation de l'amplitude de la zone de moindre raideur et non pas à une diminution des coefficients de raideur aux extrémités.

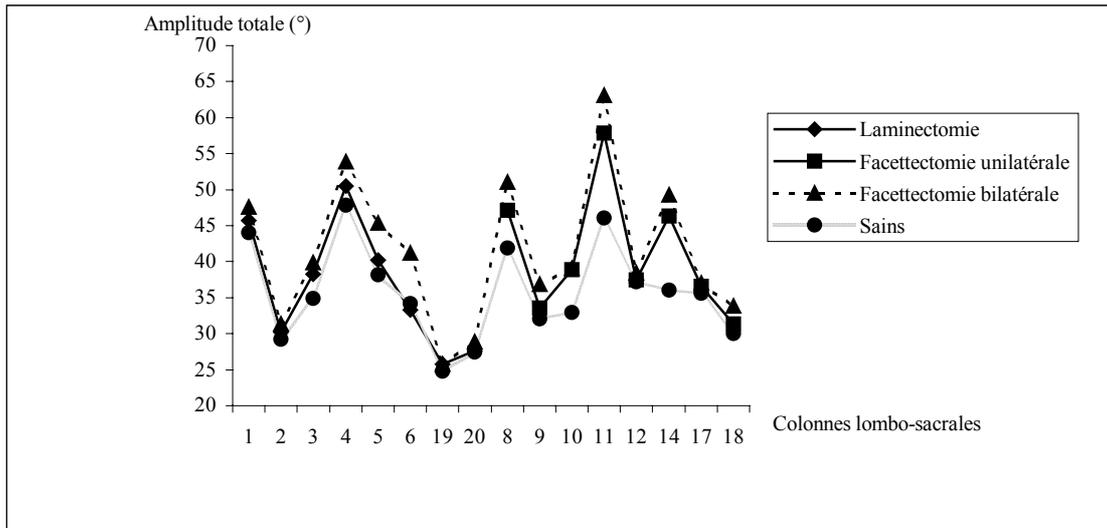


Figure 35 : mobilité en flexion/extension des colonnes lombo-sacrées lésées dorsalement par laminectomie, facetectomies uni- et bilatérale

- Facetectomie unilatérale : la mobilité totale de la colonne lombo-sacrée après facetectomie droite est significativement augmentée de $4,67^\circ$ équivalant ainsi à une amplitude accrue de 12,8 % comparativement à l'articulation saine (figure 35). Elle correspond d'une part à une légère élévation de l'amplitude intermédiaire et d'autre part à la diminution de la raideur extrême en flexion ($0,42 \text{ N.m}^\circ$) qui demeure malgré tout supérieure à celle en extension ($0,39 \text{ N.m}^\circ$) (tableau IV).

- Facetectomie bilatérale : l'articulation voit son amplitude globale à nouveau significativement augmentée de $4,15^\circ$ pour le premier échantillon et de $7,11^\circ$ pour le second (tableau VI) correspondant à un gain de mobilité respectivement de 11,8 % et de 16,3 % par rapport à l'articulation saine (tableau V). L'ablation de la seconde facette articulaire, dernier élément de cohésion dorsale, accroît un peu plus la mobilité vertébrale. Une fois de plus, l'augmentation d'amplitude intermédiaire ($23,7^\circ$ et $25,82^\circ$) et dans une moindre mesure de la mobilité en flexion ($0,425 \text{ N.m}^\circ$ et $0,45 \text{ N.m}^\circ$) en sont les facteurs responsables. La perte de raideur en flexion n'est par ailleurs pas accrue entre la facetectomie unilatérale et bilatérale.

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	<i>Significatif</i>	<i>Significatif</i>	<i>Significatif</i>
Laminectomie	/	Non significatif	<i>Significatif</i>
Facetectomie unilatérale	/	/	<i>Significatif</i>

Tableau VI : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5 \%$)

- significatif : il existe une différence significative entre les deux moyennes comparées
- non significatif : il n'existe pas de différence significative entre les deux moyennes comparées

2.2- Mobilité en inflexion latérale

INFLEXION	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Amplitude globale (°)	8,71 +/- 2,7	8,55 +/- 1,97	9,98 +/- 2,51	10,21 +/- 2,59
Amplitude intermédiaire (°)	3,33 +/- 1,37	3,33 +/- 1,06	3,84 +/- 1,35	4,2 +/- 1,65
K-infl.Dr. (N.m/°)	0,76 +/- 0,19	0,97 +/- 0,32	0,73 +/- 0,19	0,72 +/- 0,16
K-infl.Ga. (N.m/°)	0,74 +/- 0,21	0,7 +/- 0,2	0,62 +/- 0,17	0,71 +/- 0,19
K-infl.Dr./K-infl.Ga.	1,03	1,45	1,21	1,06

Tableau VII : résultats de la mobilité lombo-sacrale en inflexion latérale après laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale

La mobilité articulaire lombo-sacrée est proportionnellement augmentée de façon identique aux observations relevées lors de flexion/extension aussi bien pour la laminectomie que la facetectomie unilatérale ou bilatérale (figure 36). Le gain de mobilité est respectivement de 4,14 %, 8,13 % et 17 % en moyennes comparées à la colonne saine (tableau V). Seule la facetectomie bilatérale déstabilise significativement en inflexion latérale l'articulation ayant subi une laminectomie (tableau VIII).

Comme pour la flexion/extension, la laminectomie n'a pas lieu de modifier les coefficients de raideur en inflexion droite et gauche. Cependant, une asymétrie marquée est à noter en inflexion droite (0,97 N.m/° contre 0,7 N.m/° en flexion gauche) (tableau VII). Ces résultats peuvent à nouveau s'expliquer par un phénomène d'hystérésis lié lui-même à la manipulation pourtant effectuée par une même personne. Ce coefficient de raideur est particulièrement élevé pour deux colonnes, K₂ et K₆ responsables en grande partie de ce déséquilibre visible dans la moyenne.

Ce comportement asymétrique se retrouve en revanche logiquement lors de facetectomie unilatérale pour laquelle le rachis est plus rigide lors d'inflexion droite (0,73 N.m/°) que gauche (0,62 N.m/°). Au cours de l'inflexion du côté droit déstabilisé, le mouvement est limité par les processus articulaires controlatéraux. En revanche, lors d'inflexion gauche située à l'opposé de la facetectomie, l'articulation s'ouvre largement à droite et est seulement limitée par les butées osseuses des facettes articulaires gauches, d'où une raideur diminuée.

L'ablation complète des facettes articulaires permet de rétablir une symétrie dans le comportement biomécanique de l'articulation.

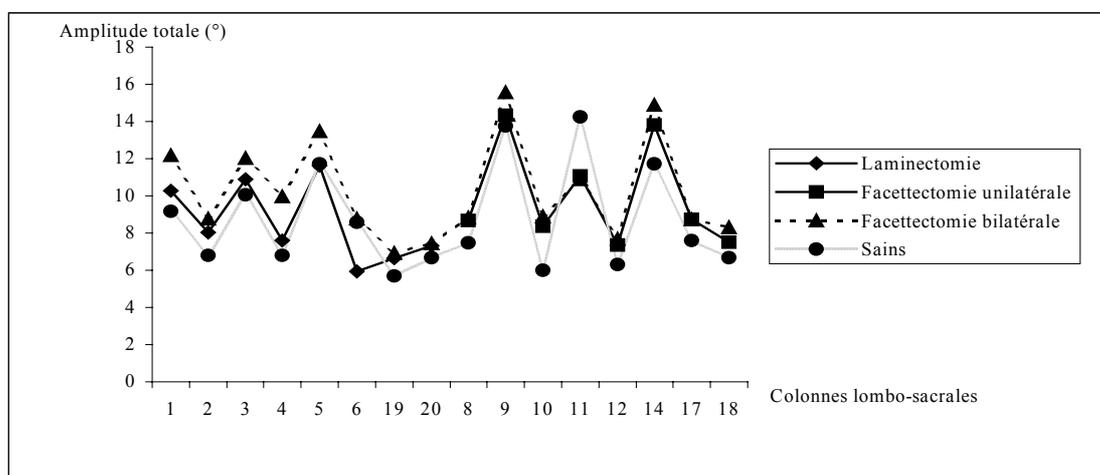


Figure 36 : mobilité en inflexion latérale des colonnes lombo-sacrées lésées dorsalement par laminectomie, facetectomies uni- et bilatérale

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	Non significatif	Non significatif	Non significatif
Laminectomie	/	Non significatif	Significatif
Facetectomie unilatérale	/	/	Non significatif

Tableau VIII : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en inflexion latérale selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5\%$)

2.3- Mobilité en torsion

TORSION	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Amplitude globale (°)	2,38 +/- 1,62	2,3 +/- 1,51	5,45 +/- 2,8	6,8 +/- 3,57
Amplitude intermédiaire (°)	0,92 +/- 0,77	0,77 +/- 0,61	2,12 +/- 1,36	2,77 +/- 1,85
K-tors.Dr. (N.m/°)	3,85 +/- 3,4	3,3 +/- 1,9	2,21 +/- 1,57	1,16 +/- 0,51
K-tors.Ga. (N.m/°)	3,29 +/- 3,35	2,72 +/- 1 84	1 +/- 0,46	1,08 +/- 0,52
K-tors.Dr./K-tors.Ga.	1,23	1,31	2,23	1,11

Tableau IX : résultats de la mobilité lombo-sacrée en torsion après laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale

La laminectomie accroît faiblement l'amplitude globale de $0,33^\circ$ par la diminution des raideurs extrêmes ($3,30 \text{ N.m/}^\circ$ en torsion droite et $2,72 \text{ N.m/}^\circ$ en torsion gauche) tandis que l'amplitude intermédiaire demeure quasiment identique (tableau IX).

La mobilité de l'articulation lombo-sacrée ayant subi une facetectomie droite est, en revanche, presque doublée ($5,45^\circ$) ; cela correspond à la fois à une augmentation de l'amplitude intermédiaire et à une baisse des rigidités dans les mouvements extrêmes. L'asymétrie à nouveau très marquée, se traduit par un rapport des raideurs élevé ($2,23 \text{ N.m/}^\circ$) et favorise le mouvement du côté controlatéral à la lésion iatrogène (raideur $2,21 \text{ N.m/}^\circ$ en torsion droite et 1 N.m/° à gauche).

La facetectomie bilatérale rétablit la symétrie et accroît l'instabilité équivalant alors à un gain de mobilité articulaire de 180 % en moyenne par rapport à la colonne saine de référence alors qu'il se limitait à 16 % d'augmentation pour la laminectomie et 94 % pour la facetectomie unilatérale (tableau V) (figure 37). Les amplitudes totales sont augmentées dans les mêmes proportions dans chaque échantillon ($3,56^\circ$ dans le premier et $5,28^\circ$ dans le second) accompagnées encore une fois d'une élévation de l'amplitude de moindre raideur et d'une diminution concomitante de la rigidité dans les mouvements extrêmes. Conformément aux observations déjà réalisées lors de mouvements en flexion/extension et en inflexion latérale, chaque lésion dorsale iatrogène induit une instabilité supplémentaire significative (tableau X).

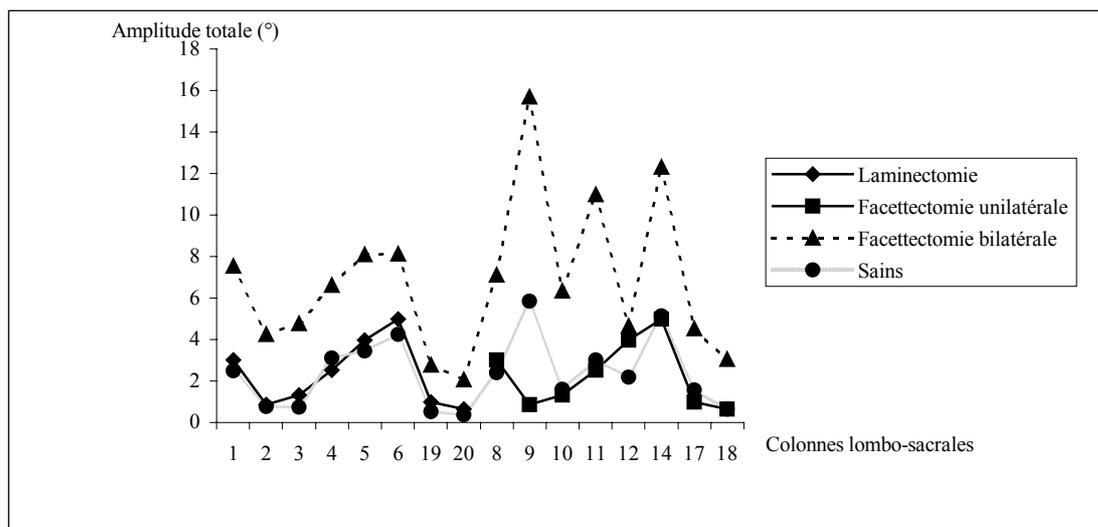


Figure 37 : mobilité en torsion des colonnes lombo-sacrées lésées dorsalement par laminectomie, facetectomies uni- et bilatérale

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	Non significatif	<i>Significatif</i>	<i>Significatif</i>
Laminectomie	/	<i>Significatif</i>	<i>Significatif</i>
Facetectomie unilatérale	/	/	Non significatif

Tableau X : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en torsion selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5\%$)

3- Unités vertébrales ostéosynthésées

Les résultats seront dans un premier temps exposés selon chaque type d'instrumentation utilisé au cours de notre expérimentation puis une caractérisation et une comparaison des stabilisations obtenues selon le montage seront effectuées.

FLEXION/EXTENSION	Broches péd.	Vis facet.	Plaques vis.	Fac.+PMMA	PMMA+fract.
Amplitude globale(°)	2,16 +/- 1,57	2,83 +/- 2,34	2,54 +/- 2,22	2,66 +/- 1,33	7,25 +/- 2,33
Amplitude inter. (°)	0,49 +/- 0,36	0,77 +/- 0,8	0,62 +/- 0,7	0,8 +/- 0,44	2,79 +/- 1,29
Raideur de flexion (N.m/°)	2,75 +/- 1,97	2,09 +/- 0,97	2,86 +/- 1,45	2,26 +/- 0,85	0,79 +/- 0,41
Raideur d'extension (N.m/°)	2,11 +/- 0,95	1,77 +/- 0,72	1,91 +/- 1,03	2,21 +/- 1,03	0,87 +/- 0,26
K-flex/K-ext	0,95	1,22	1,64	1,07	0,93

Tableau XI : résultats de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension après ostéosynthèse dorsale

INFLEXION	Broches péd.	Vis facet.	Plaques vis.	Fac.+PMMA	PMMA+fract.
Amplitude globale(°)	1,35 +/- 1,04	1,19 +/- 1,43	1,2 +/- 1,54	1,52 +/- 0,82	1,81 +/- 0,86
Amplitude inter. (°)	0,34 +/- 0,27	0,29 +/- 0,39	1 +/- 0,45	0,46 +/- 0,34	0,56 +/- 0,39
Raideur infl. Dr. (N.m/°)	3,97 +/- 1,81	5,32 +/- 2,34	5,4 +/- 3,25	3,63 +/- 1,46	2,87 +/- 0,66
Raideur infl. Ga. (N.m/°)	4,07 +/- 2,06	5,07 +/- 2,6	5,79 +/- 3	3,49 +/- 1,99	2,59 +/- 0,76
K-infl. Dr/K-infl. Ga	1,1	1,1	0,92	1,17	1,15

Tableau XII : résultats de la mobilité lombo-sacrée en inflexion latérale après ostéosynthèse dorsale

TORSION	Broches péd.	Vis facet.	Plaques vis.	Fac.+PMMA	PMMA+fract.
Amplitude globale(°)	0,71 +/- 0,58	1 +/- 1,17	1,23 +/- 1,44	1,24 +/- 0,74	3,13 +/- 2,08
Amplitude inter. (°)	0,2 +/- 0,17	0,32 +/- 0,4	0,36 +/- 0,46	0,4 +/- 0,26	1,28 +/- 1,13
Raideur tor. Dr. (N.m/°)	11,13 +/- 7,97	8,31 +/- 6,65	6,97 +/- 5,61	4,56 +/- 3,26	1,98 +/- 1,01
Raideur tor. Ga. (N.m/°)	9,37 +/- 5,4	7,19 +/- 4,43	7,47 +/- 7,33	4,61 +/- 3,02	1,77 +/- 0,69
K-tor. Dr/K-tor. Ga	1,1	1,11	1,06	0,98	1,11

Tableau XIII : résultats de la mobilité lombo-sacrée en torsion après ostéosynthèse dorsale

3.1- Les broches facettaires

- Mobilité en flexion/extension (tableau XI) : le brochage facettaire bilatéral est réalisé sur l'articulation saine initiale avant déstabilisation dorsale iatrogène par laminectomie. La mobilité globale est ainsi diminuée significativement de plus de 32° en moyenne (amplitude de 2,16°) équivalent à un gain de stabilité articulaire de 94 % dans le plan sagittal. Le comportement biomécanique de l'articulation L₇-S₁ devient linéaire avec une zone de mobilité centrale très réduite (0,49°) et des raideurs extrêmes élevées dont le rapport reste supérieur à 1 révélant une rigidité toujours plus élevée en flexion. La colonne K₅ présente cependant une amplitude globale nettement supérieure aux autres colonnes de l'échantillon (5,32°) et une rigidité en flexion relativement faible (0,6 N.m/°). Diverses hypothèses sont envisageables : un mauvais ancrage des broches au travers des facettes articulaires provoquant une mobilité des implants lors du mouvement peut être à l'origine d'un défaut de stabilisation dorsale de l'articulation ; ou bien l'intégrité du disque peut être compromise par des déchirures annulaires induites lors des manipulations successives et à l'origine de la diminution de la rigidité escomptée en flexion après ostéosynthèse. Aucune étude histologique n'a été effectuée pour corroborer cette hypothèse.
- Mobilité en inflexion latérale (tableau XII): le brochage réduit l'amplitude totale dans le plan frontal de 33 % (1,35° en moyenne) par rapport à l'articulation saine. Cette diminution correspond de la même manière à une amplitude de moindre raideur restreinte (0,34°) et à des rigidités extrêmes élevées (3,97 N.m/° en inflexion droite et 4,07 N.m/° en inflexion gauche). La stabilisation obtenue est cependant supérieure à celle observée lors de flexion/extension.
- Mobilité en torsion (tableau XIII): la mobilité totale est significativement diminuée par les broches facettaires (0,71°). L'amplitude est ainsi réduite de 64 % en partie grâce à la rigidité articulaire accrue aux limites du mouvement Les résultats sont cependant très variables d'une colonne à l'autre.

3.2- Les vis facettaires

- Mobilité en flexion/extension (tableau XI): le vissage des facettes est effectué sur les colonnes saines du deuxième échantillon avant décompression dorsale. L'amplitude totale de l'articulation L₇-S₁ saine ainsi appareillée est réduite de 92 % par les vis facettaires bilatérales (2,83°). La stabilisation dorsale préserve une mobilité prépondérante en extension comparée à la flexion et rigidifie significativement l'articulation aux limites du mouvement (2,09 N.m/° en flexion, 1,77 N.m/° en extension). Selon les mêmes constatations émises pour K₅ avec le brochage facettaire, la colonne K₁₄ présente dans cette série une amplitude totale anormalement élevée (8,81°) et des raideurs extrêmes

faibles. Aucune anomalie n'a été relevée lors des essais (fracture de la colonne, rupture d'implant, etc.) mais les mêmes hypothèses évoquées précédemment pour K₅ peuvent être à nouveau avancées.

- Mobilité en inflexion latérale (tableau XII): la mobilité totale lombo-sacrale en inflexion latérale est limitée en moyenne à 1,19° par le vissage des facettes articulaires. Les rigidités articulaires extrêmes ainsi induites sont supérieures à celles obtenues par brochage (5,32 N.m/° en inflexion droite et 5,07 N.m/° en inflexion gauche) mais leur rapport reste identique (R = 1,1). Les différences observées pour K₁₄ lors du mouvement dans le plan médian se retrouvent à nouveau et on constate des écarts-types supérieurs à la moyenne pour les amplitudes globale et intermédiaire. La stabilisation de l'articulation L₇-S₁ dans le plan frontal alors obtenue est de 87 %.
- Mobilité en torsion (tableau XIII): l'amplitude articulaire totale après vissage facettaire est en moyenne de 1° avec des écarts-types toujours supérieurs aux moyennes (cela est dû aux résultats anormalement élevés de K₁₄). La réduction de mobilité de plus de 64 % par rapport à la colonne saine est liée à une multiplication par 3 des raideurs extrêmes et à une division simultanée par 3 de l'amplitude intermédiaire. La légère asymétrie de comportement peut s'expliquer par l'implantation des vis différentes d'un côté à l'autre.

3.3- Plaques vissées

- Mobilité en flexion/extension (tableau XI): l'articulation de référence sur laquelle ont été implantées deux plaques de 2 mm et de 3 trous de façon symétrique, était intacte dorsalement ; elle avait précédemment servi aux essais concernant le vissage facettaire. La pose des deux plaques rigidifie légèrement plus l'articulation lombo-sacrale que les vis facettaires ; elle limite ainsi son amplitude globale à 2,54° équivalant à un gain de stabilité de 93 %. L'articulation arthrodésée conserve une rigidité élevée en flexion (2,86 N.m/°) comparée à l'extension (1,91 N.m/°) avec un rapport équivalent voire légèrement supérieur à la colonne saine (1,64). La colonne K₁₄ dans cette série, montre comme pour le vissage une stabilisation insuffisante (8,15° de mobilité). La répétition de ce phénomène semble alors probablement lié à une lésion de la colonne lombo-sacrale passée inaperçue lors de la manipulation (lésion du disque notamment) ; elle peut être associée à un défaut d'ancrage des implants sur des corticales osseuses fragilisées. Ces résultats anormaux se retrouvent par conséquent en inflexion droite/gauche et en torsion.
- Mobilité en inflexion latérale (tableau XII): l'amplitude globale est réduite à 1,2° en moyenne lors d'inflexion droite/gauche. Le montage augmente la stabilité articulaire de 87 %. La rigidité aux limites du mouvement est multipliée par 8 et l'amplitude de moindre raideur, très nettement restreinte (0,3°). Le comportement articulaire est relativement symétrique (5,4 N.m/° en inflexion droite et 5,79 N.m/° en inflexion gauche) et reflète l'implantation correcte des vis de chacune des deux plaques.
- Mobilité en torsion (tableau XIII): les plaques limitent proportionnellement moins le mouvement en rotation axiale que dans les plans frontal et médian. L'amplitude est ainsi réduite seulement de 56 % pour atteindre une valeur de 1,23° en moyenne. La symétrie du montage se reflète dans le rapport des raideurs extrêmes (R = 1,06). Cette rigidité accrue aux limites du mouvement s'accompagne là encore d'une zone de moindre raideur de faible amplitude (0,36°).

3.4- Brochage et polyméthylmétacrylate (PMMA)

- Mobilité en flexion/extension (tableau XI): le polyméthylmétacrylate est modelé sur quatre broches pédiculaires implantées sur l'articulation ayant subi une facetectomie bilatérale. L'amplitude globale de l'articulation ainsi obtenue est de $2,66^\circ$. La jonction lombo-sacrée est alors stabilisée à plus de 92 %. L'articulation lombo-sacrée devient pratiquement aussi rigide en flexion qu'en extension ($2,26 \text{ N.m}^\circ$ en flexion et $2,21 \text{ N.m}^\circ$ en extension) comme l'atteste le rapport des raideurs extrêmes proche de 1 ($R = 1,07$). La colonne K_5 est environ 2 fois moins stable que les autres colonnes de la même série malgré le montage. Là encore, aucune anomalie dans la stabilité du montage ou une lésion du segment vertébral n'a été relevée lors de l'expérimentation. Cependant, cette différence déjà observée lors du brochage facettaire atteste comme pour K_{14} , l'hypothèse d'une lésion discale et/ou corticale. Les écarts-types demeurent cependant toujours inférieurs aux moyennes.
- Mobilité en inflexion latérale (tableau XII): le montage autorise une amplitude de $1,52^\circ$ en moyenne caractérisée par une rigidité inférieure aux autres montages ($3,63 \text{ N.m}^\circ$ en inflexion droite et $3,49 \text{ N.m}^\circ$ en inflexion gauche) mais avec une symétrie, en outre, conservée. Le polyméthylmétacrylate associé au brochage stabilise ainsi l'articulation lombo-sacrée dans le plan frontal à plus de 81%. Les variations liées à la colonne K_5 se retrouvent ici et en torsion.
- Mobilité en torsion (tableau XIII): l'articulation est proportionnellement moins stabilisée en torsion qu'en flexion/extension ou en inflexion latérale tel qu'on a pu le constater pour les autres méthodes d'ostéosynthèse. La mobilité totale est réduite de 37 % seulement par rapport à la colonne saine pour atteindre $1,24^\circ$ en moyenne, et 77 % vis à vis de l'articulation de référence ayant subi une facetectomie bilatérale. Les raideurs extrêmes sont moins élevées comparées aux autres implants ($4,56 \text{ N.m}^\circ$ en torsion droite et $4,61 \text{ N.m}^\circ$ en torsion gauche) révélant une souplesse plus marquée de ce dispositif de fixation.

3.5- Polyméthylmétacrylate et fracture ventrale

- Mobilité en flexion/extension (tableau XI): la fracture iatrogène induite ventralement par exérèse du disque intervertébral et d'une partie du plateau vertébral de L_7 , accroît la mobilité articulaire lombo-sacrée de $4,59^\circ$ en moyenne. Elle atteint alors $7,25^\circ$ malgré le montage dorsal. L'articulation est déstabilisée d'environ 172 % par rapport à la colonne de référence instrumenté avec le polyméthylmétacrylate mais conserve un gain de stabilité de 79 % par rapport à la colonne saine. La zone intermédiaire est moins raide ($2,79^\circ$) et la résistance au mouvement aux extrémités de la courbe est divisée approximativement par 2,5 ($0,79 \text{ N.m}^\circ$ en flexion et $0,87 \text{ N.m}^\circ$ en extension). La flexion habituellement limitée par les structures ventrales (plateaux vertébraux, disque intervertébral, ligaments longitudinaux) devient supérieure à l'extension malgré le montage dorsal ($R = 0,93$). Les valeurs obtenues pour la colonne K_5 sont toujours nettement supérieures à la moyenne.
- Mobilité en inflexion latérale (tableau XII): l'augmentation de l'amplitude totale est moins importante proportionnellement dans le plan frontal ($1,81^\circ$). L'articulation perd ainsi seulement 19 % de sa rigidité et demeure plus stable (78 %) que la colonne lombo-sacrée

saine. Le rapport des raideurs extrêmes proche de 1 ($R = 1,15$) reflète le comportement articulaire toujours symétrique.

- *Mobilité en torsion* (tableau XIII): le mouvement en rotation axiale montre une instabilité articulaire augmentée de 152 % vis à vis de la colonne saine de référence et l'amplitude globale atteint $3,13^\circ$ en moyenne. La zone de moindre raideur est amplifiée ($1,28^\circ$) et la rigidité dans les limites du mouvement décroît notablement ($1,98 \text{ N.m}^\circ$ en torsion droite et $1,77 \text{ N.m}^\circ$ en torsion gauche). La symétrie est toujours respectée ($R = 1,11$).

4- Comparaison de la stabilité obtenue par les différents types de montage

Les plaques vissées, les broches et vis facettaires ont été implantées sur l'articulation lombo-sacrée saine. Seul le brochage associé au polyméthylmétacrylate a été utilisé sur une articulation de référence lésée par facetectomie bilatérale. Néanmoins, il sera comparé aux autres montages de façon similaire. Les caractéristiques de chaque montage ayant déjà été évoquées précédemment (symétrie, rigidité articulaire obtenue, mobilité intermédiaire), seule l'amplitude totale résiduelle sera étudiée et comparée entre chaque type d'arthrodèse lombo-sacrée. La capacité de stabilisation d'un implant sera alors définie par la mobilité articulaire globale résiduelle obtenue après ostéosynthèse.

	Broches	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Flexion/extension	93,84 %	92,24 %	93,03 %	92,41 %	79,33 %
Inflexion	83,56 %	87,1 %	87 %	81,49 %	77,95 %
Torsion	63,96 %	64,46 %	56,07 %	37,05 %	-58,88 %

Tableau XIV : pourcentage de stabilité articulaire obtenue après arthrodèse lombo-sacrée dorsale par divers montages dans les trois plans de l'espace

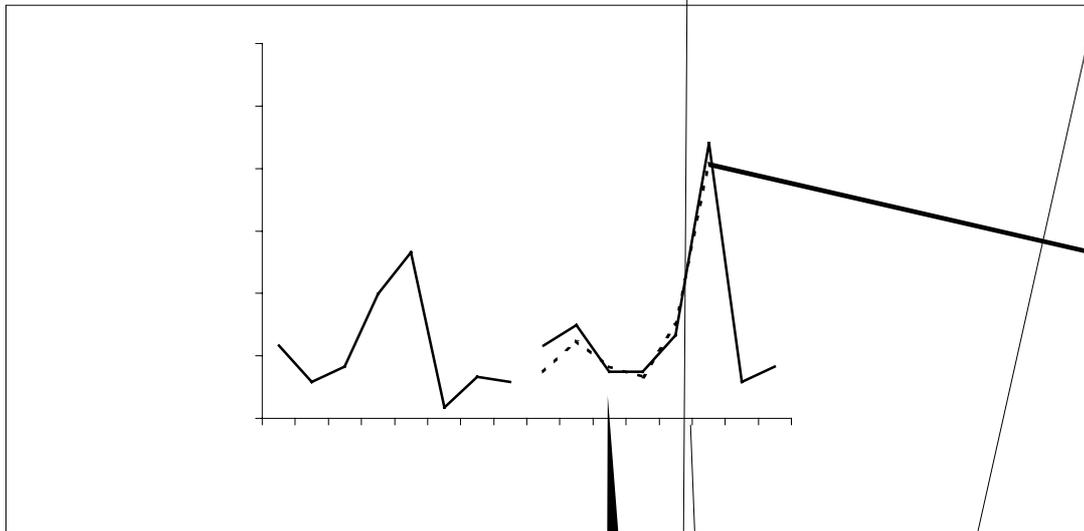
4.1- Stabilisation en flexion/extension

	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Broches	Non significatif	Non significatif	Non significatif	<i>Significatif</i>
Vis	/	Non significatif	Non significatif	<i>Significatif</i>
Plaques	/	/	Non significatif	<i>Significatif</i>
PMMA	/	/	/	<i>Significatif</i>

Tableau XV : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension selon les différents montages dorsaux

La mobilité articulaire lombo-sacrée obtenue après ostéosynthèse est similaire quel que soit le procédé de fixation utilisé. Elle varie entre $2,16^\circ$ et $2,83^\circ$ selon les montages et aucune différence significative n'a été relevée entre ces différentes valeurs (figure 38). Selon le type d'arthrodèse, le gain de stabilité varie alors entre 92 % et 93 % en référence à l'articulation saine d'origine (tableau XIV). La variabilité au dixième de degré ne peut ensuite être comparée et permettre d'établir un classement des montages en fonction de la stabilité acquise. Enfin, la fracture ventrale associée à la lésion iatrogène dorsale déstabilise significativement l'articulation ($P = 5,535$ comparé à la colonne de référence instrumenté avec le polyméthylmétacrylate) malgré le montage de polyméthylmétacrylate (tableau XV).

L'amplitude ainsi générée diffère de façon significative avec la mobilité des articulations implantées par brochage ($P = 5,798$), vissage ($P = 2,83$) et plaques ($P = 3,87$).



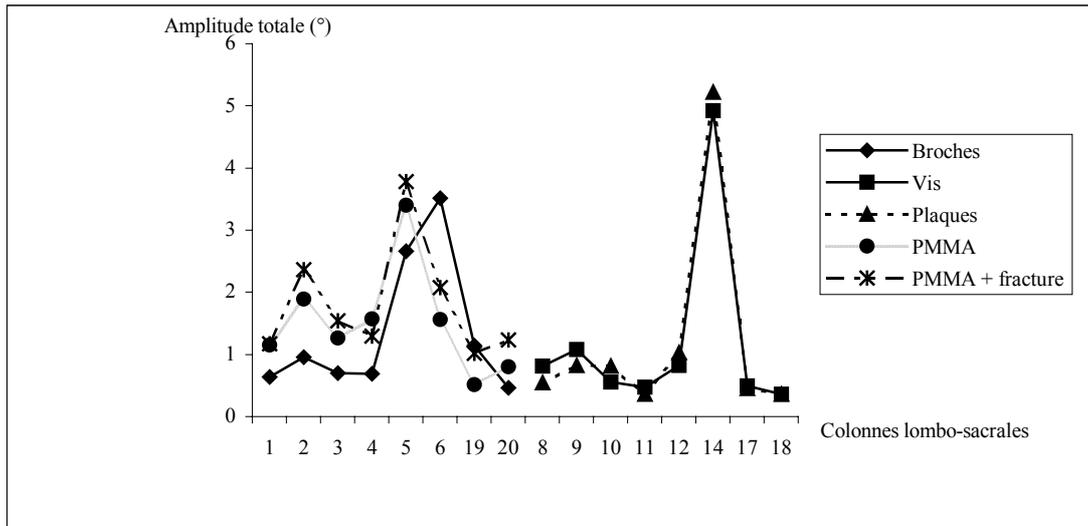


Figure 39 : comparaison de la mobilité en inflexion latérale des colonnes lombo-sacrées ostéosynthésées

4.3- Stabilisation en torsion

	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Broches	Non significatif	Non significatif	Non significatif	<i>Significatif</i>
Vis	/	Non significatif	Non significatif	<i>Significatif</i>
Plaques	/	/	Non significatif	Non significatif
PMMA	/	/	/	<i>Significatif</i>

Tableau XVII : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en torsion selon les différents montages dorsaux

La mobilité résiduelle approximativement égale à 1° n'est pas significativement différente d'un montage à l'autre (figure 40). Le brochage facettaire semble cependant stabiliser l'articulation de manière supérieure aux autres implants en rotation axiale (0,71°). L'arthrodèse de l'articulation lombo-sacrée procure une stabilisation inférieure proportionnellement à celle obtenue en flexion/extension (environ 60 % en moyenne, 37 % seulement pour le polyméthylmétacrylate + brochage). En revanche, la fracture du corps vertébral aboutit à une déstabilisation majeure et significative (-58 %) de l'articulation malgré le montage dorsal de polyméthylmétacrylate (tableau XVII), révélatrice du rôle joué par des éléments ventraux dans la stabilité lombo-sacrée en rotation axiale. La méthode de comparaison des moyennes d'échantillons de petite taille montre cependant aucune différence significative avec le montage par plaques en torsion au risque $\alpha = 5 \%$.

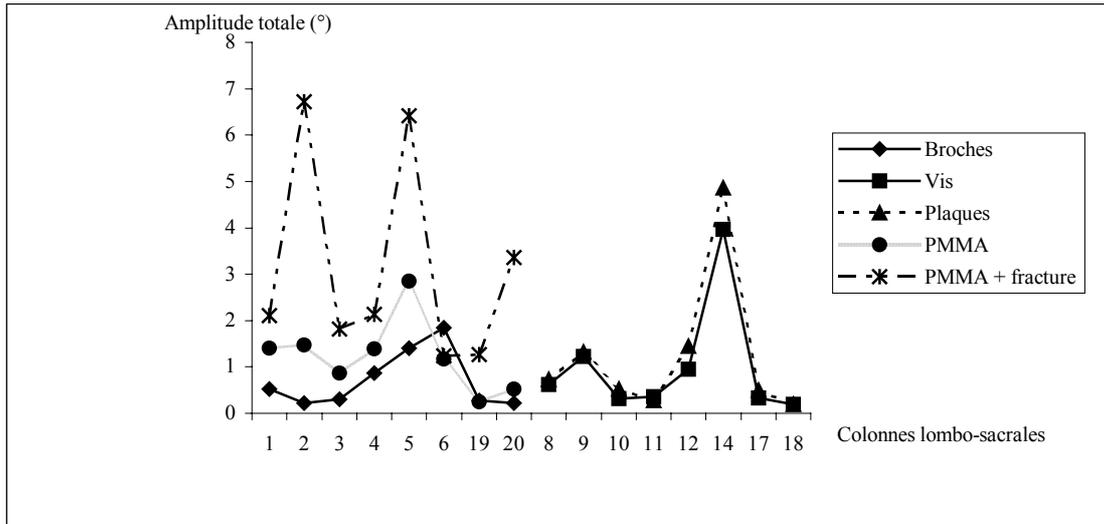


Figure 40 : comparaison de la mobilité en torsion des colonnes lombo-sacrées ostéosynthésées

IV- DISCUSSION GENERALE

1- Discussion du protocole

1.1- Choix du modèle animal

La prédisposition de l'espèce canine aux affections de la queue-de-cheval a justifié le choix de ce modèle animal pour notre étude. Par ailleurs, le syndrome queue-de-cheval se manifeste pratiquement toujours sur des chiens de grande race et l'utilisation de la machine 2TM élaborée afin de tester les propriétés biomécaniques de la colonne vertébrale de l'Homme ne pose ainsi aucune difficulté. La sélection des cas a donc porté sur des chiens de moyen à grand format supérieurs à 20 kg et dont l'âge, la race et le sexe étaient indifférents. L'utilisation de petits effectifs soumis à une variabilité individuelle importante peut être discutable. Cependant, il s'agissait d'étudier l'espèce canine en général et non une race en particulier. D'autre part, aucun lien n'a pu être établi entre les variations des caractéristiques biomécaniques obtenues pour chaque colonne et la race, le sexe ou l'âge de l'animal d'origine. L'anamnèse et les radiographies de la région lombo-sacrée effectuées sur les cadavres avant dissection ont permis de conserver seulement les colonnes indemnes de toute lésion (neurologique, dégénérative, traumatique ou tumorale). Cette sélection a permis de limiter les différences et les comportements anormaux induits par la présence de lésions.

Les valeurs non comprises dans l'intervalle de confiance à 95 % de la moyenne ont été exclues de l'étude et ne représentent pas plus de 10 % de l'effectif.

1.2- Dissection et conservation des pièces anatomiques

Les colonnes lombo-sacrées utilisées dans notre étude comme dans de nombreuses expérimentations, ont été disséquées et démunies de leurs masses musculaires extrinsèques et intrinsèques. Pour des raisons d'encombrement sur le banc d'essai et afin de ne tester que les propriétés de l'articulation, seuls les moyens d'union dorsaux et ventraux (ligaments, disque) et les surfaces articulaires ont été conservés. L'étude biomécanique de la jonction lombo-sacrée après exérèse des éléments ligamentaires et capsulaires dorsaux a déjà été réalisée précédemment (PREAULT, 1998).

Par ailleurs, les essais ont été effectués sur des colonnes vertébrales disséquées et congelées sur une période variable de plusieurs mois. Des études sur les effets de la congélation et de la dessiccation du disque intervertébral du chien ont été menées par divers auteurs (FLYNN et al., 1990 ; VIGUIER, 1996). Elles ont démontré que la congélation modifiait peu et de façon non significative les propriétés mécaniques du disque. La dessiccation en revanche, les modifie de façon notable. Selon ces auteurs, malgré les faibles altérations engendrées par la congélation, il est préférable de ne comparer entre elles que des colonnes congelées (VIGUIER, 1996). Lors de notre expérimentation, les colonnes ont ainsi subi un cycle unique de congélation/décongélation et ont été humidifiées en permanence entre chaque mesure.

Toutes ces précautions prises permettent d'affirmer que les essais réalisés sur les colonnes l'ont été dans des conditions similaires et les résultats obtenus ainsi comparables.

1.3- La méthodologie

1.3.1- Choix du matériel de mesure

Le dispositif d'essai 2TM destiné initialement à l'étude de la mobilité de la colonne humaine, a été modifié par son système d'application des efforts pour les vertèbres d'animaux et en particulier de chien. La machine s'est révélée adaptée à l'étude de la mobilité de colonnes saines et lésées chez le chien. Le mode d'utilisation de la machine était relativement simple, les différents cycles de sollicitation facilement reproductibles d'une colonne à l'autre (implantation de l'étrier et positionnement des capteurs, position neutre pour chaque cycle de sollicitation). Le système de mesure, déjà étalonné au préalable, ne nécessitait pas de réglage particulier avant chaque essai. Suivant la direction de l'effort imposé et la mobilité plus ou moins grande de la colonne étudiée (saine ou lésée), le socle de résine dans lequel était inclus le segment vertébral devait être parfois repositionné afin d'éviter toute butée de la barre de chargement et des capteurs.

Par ailleurs, la mesure des déplacements angulaires offre une précision élevée égale à $0,2^\circ$. Celle-ci est équivalente à celle obtenue par stéréophotogrammétrie, supérieure à la radiographie bi-planaire ($1,5^\circ$) et à l'électrogoniométrie ($0,5^\circ$).

1.3.2- Choix du protocole

Il s'agit d'une étude quantitative destinée à établir les caractéristiques biomécaniques d'unités vertébrales lombo-sacrales de chien saines, lésées et instrumentées. La machine d'essai 2TM permet d'appliquer des efforts selon les trois axes (flexion/extension, inflexion, torsion) et d'étudier de manière très précise et très sensible le mouvement de l'articulation dans l'espace pour une sollicitation donnée. L'objectif était de recueillir le plus grand nombre de paramètres caractérisant la mobilité lombo-sacrale peu étudiée jusqu'alors sans réaliser d'essai de rupture. Il s'agit d'une étude spécifiquement biomécanique ; les résultats n'ont pas été confrontés ultérieurement à une analyse morphologique ou histologique des colonnes lombo-sacrales.

L'analyse statistique comparative a par ailleurs permis :

- de caractériser les modifications biomécaniques du comportement articulaire lombo-sacral lors de décompression dorsale progressive (laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale). L'étude de l'exérèse des formations ligamentaires et capsulaires dorsales seules déjà réalisée (PREAULT, 1998) n'a pas été reproduite ici. L'analyse des résultats a ainsi révélé l'importance fonctionnelle des formations ligamentaires et osseuses dorsales dans le maintien de la stabilité de la région lombo-sacrale.
- d'établir les propriétés de stabilisation dorsale de la colonne lombo-sacrale saine ou lésée de divers montages utilisés couramment en chirurgie canine sans réaliser de test de rupture. Toutes les techniques chirurgicales employées lors de notre expérimentation, ne nécessitent in vivo qu'un simple abord dorsal ; elles présentent surtout l'avantage d'être totalement affranchies de la présence des ailes de l'ilium, atout considérable dans cette région réputée anatomiquement difficile.

Afin de limiter les erreurs de manipulation et d'obtenir des résultats homogènes, les essais ont été réalisés systématiquement dans le même ordre (flexion/extension, inflexion latérale droite puis gauche et torsion) pour chacune des colonnes et par le même expérimentateur. Nous n'avons cependant, en raison du temps limité qui nous fut imparti et pour des raisons de

conservation des rachis, pu effectuer des cycles de sollicitation sur les colonnes entre chaque manipulation. Les colonnes ont cependant été manipulées manuellement avant les essais afin de limiter la viscoélasticité et de stabiliser l'hystérésis.

2- Discussion des résultats

Les études biomécaniques relatives à la colonne lombo-sacrée du chien sont très restreintes et les données bibliographiques de référence sont par conséquent modestes. Les études mécaniques ou radiographiques menées sur la mobilité de la colonne vertébrale du chien sont le plus souvent limitées à une portion définie du rachis (colonne cervicale, thoracique ou lombaire) ou s'intéressent à l'ensemble de la colonne exceptée la jonction lombo-sacrée probablement pour des difficultés de manipulation (dissection, encombrement) et d'interprétation des résultats. Les deux autres articulations spécialisées de la colonne (atlanto-occipitale et atlanto-axiale) ont été comparativement plus étudiées. Nous étendrons donc la confrontation de nos résultats à des études réalisées dans d'autres espèces telles que le miniporc (GAUTHIER, 2000), le mouton (VIGUIER, 1996) ou encore l'homme. Par ailleurs, il sera intéressant d'évoquer les spécificités biomécaniques de la jonction lombo-sacrée comparativement à d'autres segments vertébraux notamment cervicaux et lombaires.

2.1- Homogénéité des résultats

Les écarts-types, reflets de l'harmonie des résultats, sont relativement faibles (1,33 à 9,51 en flexion/extension, toutes manipulations confondues). Cependant, la plus grande variation de ce critère a été relevée sur K₅ et K₁₄ lors des essais sur les colonnes instrumentées. Ces deux colonnes présentaient, malgré les montages, une mobilité anormalement élevée comparée aux autres colonnes du même échantillon dans les trois plans de l'espace. Bien qu'aucune lésion vertébrale ou articulaire n'ait pu être décelée au cours de l'expérimentation afin d'expliquer ces différences, elles n'en sont pas moins probables d'autant que l'amplitude totale de ces colonnes saines au départ se situait dans la moyenne. Une rigidité osseuse plus faible comparée aux autres colonnes peut être une autre explication. Les écarts-types sont donc importants pour les essais avec implants et dépassent parfois les moyennes dans le cas des vis facettaires et des plaques vissées.

2.2- Unités vertébrales saines

Dans le plan sagittal, la jonction lombo-sacrée représente une zone de mobilité majeure de la colonne vertébrale. Avec ses 35° d'amplitude globale moyenne, elle constitue l'articulation la plus mobile de la colonne. Si la flexion est une composante minoritaire du mouvement dans le plan médian, l'extension, en revanche, est très étendue et ouvre largement l'articulation. Aucune corrélation n'a pu, en outre, être établie entre la variabilité des valeurs d'amplitude obtenues selon les individus et l'âge, la conformation (taille, musculature plus ou moins développée), la race ou le sexe de l'animal.

Ces valeurs se retrouvent chez d'autres quadrupèdes tel que le miniporc (GAUTHIER, 2000) dont la mobilité articulaire lombo-sacrée mesurée à partir de clichés radiographiques dépasse 41°. Elle représente là encore le maximum de mobilité de la région lombaire dont l'amplitude croît progressivement à partir de L₃ et L₄ mais se limite en moyenne à 20°. Chez

l'homme, en revanche, d'après les travaux de WHITE et PANJABI (1990), l'amplitude articulaire de la jonction lombo-sacrale se limite à 17° ; bien qu'étant à nouveau la zone la plus mobile de ce segment vertébral, elle reste inférieure aux valeurs obtenues pour les espaces articulaires cervicaux C₄-C₅ et C₅-C₆.

A l'inverse, dans le plan frontal, l'articulation lombo-sacrale est très peu mobile et voit son amplitude limitée à 8,71° en moyenne. Elle constitue ainsi un minimum de mobilité sur l'ensemble de la colonne vertébrale. Ces observations également relevées chez le miniporc ont montré une croissance progressive de la mobilité articulaire de T₁₅-L₁ jusqu'à L₄-L₅ puis une décroissance importante jusqu'à la jonction lombo-sacrale pour atteindre un angle minimum de 8,2° en moyenne. Elle s'explique, dans notre étude, par une zone intermédiaire très rigide et donc une amplitude de moindre raideur relativement réduite. Le comportement biomécanique général de la colonne lombaire est similaire chez l'homme avec une baisse graduelle de mobilité jusqu'à atteindre une amplitude de 3,5° au niveau lombo-sacral.

Enfin, l'articulation présente son minimum de mobilité en rotation axiale où elle atteint une amplitude très faible de 2,38° en moyenne. En torsion comme en inflexion latérale, le rapport des rigidités aux limites du mouvement proche de 1, révèle logiquement le comportement biomécanique symétrique de la jonction lombo-sacrale. Nous n'avons pu trouver, en revanche, dans la littérature des valeurs de référence concernant la mobilité vertébrale dans ce plan a priori très peu testé (à cause de la complexité du système de mesure et de l'interprétation des résultats). A l'inverse de l'inflexion latérale, les raideurs extrêmes sont élevées (supérieures à 3) et significatives des aptitudes mécaniques au mouvement réduites dans ce plan.

Conclusion : l'étude de la colonne lombo-sacrale saine a permis de dégager plusieurs conclusions. Les mouvements produits par l'articulation lombo-sacrale sont orientés préférentiellement dans le plan médian par rapport aux plans frontal et axial. La mobilité articulaire est en particulier adaptée à une extension importante nettement supérieure à la flexion ; les inflexions et torsion gauches et droites sont à l'inverse largement limitées par la présence des articulations synoviales dorsales. Ces observations sont corrélées aux phénomènes de couplage se manifestant lors des essais dans chaque plan et qui révèlent une tendance systématique de l'articulation à accomplir un mouvement secondaire important vers la flexion/extension lors d'inflexion latérale voire majoritaire sur le mouvement principal lors de torsion.

La jonction lombo-sacrale représente ainsi l'articulation la plus mobile de la colonne vertébrale chez le chien. Son rôle essentiel dans la locomotion explique cette amplitude élevée. Elle assure la cohésion entre la colonne vertébrale, structure sagittale de soutien du corps, et les membres postérieurs, éléments propulseurs dans la locomotion par l'intermédiaire du bassin auquel elle est étroitement liée au niveau du sacrum. Ainsi, les mouvements amples du bassin permettent à l'animal d'accroître ses performances notamment lors de la course grâce à une propulsion suffisamment puissante pour compenser la faible longueur de ses membres. Chez l'homme, la mobilité vertébrale croissante de T₁₂ au sacrum est adaptée à la station bipède afin de permettre le ramassage des objets posés sur le sol.

2.3- Unités vertébrales lésées

Qu'il s'agisse de la laminectomie ou de la facetectomie uni- ou bilatérale, les caractéristiques biomécaniques de l'articulation lombo-sacrée sont modifiées dans chacun des trois plans de l'espace. Dans le plan médian et dans une moindre mesure dans le plan frontal, l'amplitude augmente graduellement avec le retrait progressif des structures dorsales. D'une part, la zone intermédiaire devient plus mobile avec la décompression dorsale croissante, d'autre part, les raideurs en flexion et en inflexion latérale diminuent progressivement. Le coefficient de raideur en flexion est en effet systématiquement mais modérément diminué de $\frac{1}{10}$ à $\frac{1}{4}$ de sa valeur comparé au rachis sain. Le mouvement déjà très ample dans le plan sagittal sur la colonne saine ne peut être accru que dans des proportions limitées. D'autres études menées chez le mouton (VIGUIER, 1996) et chez le chien (PREAULT, 1998) ont obtenu les mêmes résultats. Comme chez le mouton pour l'espace L₅-L₆ dont l'architecture des facettes articulaires lombaires se rapproche de celle du chien, le coefficient de raideur en extension reste proche du coefficient de raideur en flexion et n'est pas modifié par les lésions dorsales.

La laminectomie prive l'articulation des ligaments dorsaux, des capsules articulaires et de la lame dorsale tandis que la facetectomie libère les butées articulaires dorsales. Reflets du rôle joué par les moyens d'union lors du mouvement, les raideurs demeurent proches des observations relevées sur l'articulation saine en inflexion latérale. Les ligaments dorsaux s'appartiennent ainsi à des systèmes d'amortissement plus sollicités et donc plus efficaces en flexion (et en torsion) qu'en inflexion latérale où ils semblent avoir un rôle restreint. Dans le plan frontal en effet, les ligaments et les capsules articulaires entravent peu la mobilité dans cette direction et ne semblent pas constituer un frein majeur au mouvement. Une étude précédemment réalisée sur la jonction lombo-sacrée du chien (PREAULT, 1998) a montré également une augmentation (significative) des déplacements angulaires en flexion/extension et en inflexion après exérèse des ligaments dorsaux et des capsules articulaires. Elle confirme l'importance des éléments d'union dorsaux dans le maintien de la stabilité vertébrale et dans la coaptation des facettes lombo-sacrées.

Par ailleurs, l'exérèse des structures dorsales à l'origine d'un comportement articulaire quasi-équivalent en flexion et en extension reflète les propriétés du disque intervertébral. Après facetectomie, ce dernier demeure avec les ligaments longitudinaux le seul système d'amortissement testé. Il joue un rôle similaire en flexion et en extension comme l'a également démontré E. VIGUIER (1996) chez le mouton et F. MARTEL (1998) chez le chien.

En rotation axiale, la mobilité est nettement augmentée lors de facetectomie comparée aux résultats relevés dans les plans sagittal et frontal. En outre, les raideurs sont significativement diminuées. L'augmentation de l'amplitude assimilée à la perte de stabilité vertébrale dans ce plan est ainsi respectivement de 94 % et de 184 % pour les facetectomies uni- et bilatérale contre 16 % pour la laminectomie. Ainsi, les facettes articulaires en particulier, la lame et les ligaments dorsaux dans une moindre mesure, jouent un rôle majeur dans le maintien de la stabilité articulaire lombo-sacrée dans le plan axial. Physiologiquement, la mobilité articulaire est essentiellement limitée dans le sens de la torsion par la présence des facettes. Leur exérèse libère les butées osseuses dorsales et le mouvement en rotation axiale n'est alors plus entravé.

Conclusion : l'exérèse des éléments dorsaux est à l'origine d'une augmentation de l'amplitude du mouvement dans les trois plans et d'une diminution de la rigidité. Les

structures osseuses, ligamentaires et capsulaires dorsales limitent physiologiquement la flexion, l'inflexion et surtout la torsion sur l'articulation lombo-sacrée saine et constituent des facteurs de résistance au mouvement ; elles sont des éléments de stabilité de la jonction lombo-sacrée. Les facettes articulaires spécialisent le mouvement de l'articulation selon une orientation privilégiée dans le plan sagittal. Leur excès libère les butées articulaires dorsales et les restreintes ligamentaires et capsulaires. Par ailleurs, cette étude couplée aux résultats obtenus par d'autres auteurs, révèle la spécificité du rôle de chacune des structures dorsales : les ligaments et capsules en flexion, les facettes articulaires en inflexion et en torsion. Elles diminuent d'autre part, les contraintes s'exerçant sur le disque intervertébral.

Les modifications du comportement biomécanique de la jonction lombo-sacrée engendrées par la laminectomie et la facetectomie sont à l'origine d'une élévation d'amplitude significative par rapport à la colonne saine en flexion et en torsion. La déstabilisation ainsi produite reste cependant modeste dans les plans principaux sagittal et frontal et ne nécessite pas une stabilisation secondaire par ostéosynthèse. Ces observations constituent un élément décisionnel fondamental pour le chirurgien confronté lors de décompression dorsale de la queue-de-cheval au choix de stabiliser ou non.

De plus, l'étude a porté sur des unités vertébrales lombo-sacrées dépourvues de leur musculature périaxiale, des processus transverses et du bassin. Les différents paramètres biomécaniques mesurés ne sont représentatifs que de la seule mobilité des articulations synoviales et amphiarthrosiques et des moyens d'union ligamentaires. Or, le délabrement occasionné *in vivo* par l'intervention chirurgicale est responsable d'une augmentation du tonus musculaire en post-opératoire immédiat et donc d'un effet stabilisant. Après laminectomie et facetectomie, la mobilité en post-opératoire immédiat n'est pas augmentée comme *in vitro* mais diminuée jusqu'à 60 % dans le plan sagittal (BÜFF et al., 1990). Dans les jours qui suivent, elle augmente sans pour autant se différencier significativement de la mobilité articulaire normale.

La stabilisation sera donc utile seulement si l'instabilité vertébrale est importante (lésion ventrale associée : atteinte discale, fracture, luxation, amyotrophie) et si l'implant offre une rigidité articulaire élevée supérieure aux compensations physiologiques. En outre, il serait intéressant d'évaluer *in vivo* les conséquences de la déstabilisation induite en torsion afin d'estimer si, elle seule, nécessite ou non une stabilisation par implants.

2.4- Unités vertébrales stabilisées *in vitro*

Les modifications du comportement biomécanique de l'articulation lombo-sacrée engendrées par l'ostéosynthèse dorsale ont permis d'établir les caractéristiques intrinsèques de chaque montage. Nous évoquerons d'une part les implants fixés sur une articulation de référence saine et d'autre part, les manipulations réalisées sur la colonne lésée.

2.4.1- Stabilisation de l'articulation saine

Stabiliser un segm166.7614 Tm(ōvBT/I2 1EMC1éas66. par d'untr351re3512t e seoim)TjI2 0 0 12

La mobilité est majoritairement diminuée dans le plan médian de 92 % à 93 % selon les montages et dans une moindre mesure en inflexion latérale où l'amplitude est réduite de 83 % à 87 %. Les raideurs sont par ailleurs considérablement augmentées et leur valeur est multipliée par un coefficient minimum de 5 aussi bien en flexion/extension qu'en inflexion. L'existence d'une zone d'instabilité dynamique médiane où la raideur est faible, disparaît. Le comportement biomécanique devient alors linéaire sur la courbe et marque la rigidité acquise par l'articulation instrumentée. Ainsi, le degré de stabilisation obtenu dépend d'une part de la diminution voire de la disparition de la zone de moindre résistance centrale et d'autre part, de l'augmentation des raideurs extrêmes.

Chacun de ces trois implants stabilise efficacement l'articulation en particulier dans le plan sagittal, orientation privilégiée du mouvement lombo-sacral. L'amplitude résiduelle est alors très limitée et ne dépasse pas 3°. En revanche, l'articulation est plus modérément stabilisée (entre 56 % et 64 %) en rotation axiale comparativement aux résultats obtenus en flexion/extension et en inflexion. Mais, la torsion ne joue à l'origine qu'un rôle mineur au niveau de ce segment vertébral et l'amplitude résiduelle de 1° en moyenne peut difficilement être plus réduite. Chacune de ces trois techniques permet d'obtenir le même résultat en post-opératoire immédiat bien que leur système d'ancrage diffère : les broches et les vis facettaires prennent appui sur deux corticales ; les plaques ne s'ancrent que dans une seule. Cette différence peut simplement expliquer la stabilité légèrement inférieure obtenue en torsion par les plaques bilatérales.

2.4.2- Stabilisation de l'articulation lésée

Le brochage associé au polyméthylmétacrylate a été le seul montage utilisé sur un rachis ayant subi une facetectomie bilatérale. Or, malgré l'état instable de cette articulation de référence, le montage la stabilise de façon quasi identique aux implants utilisés sur la colonne saine. L'amplitude est en effet réduite de 92 % en flexion/extension et de 81 % en inflexion. Les raideurs sont également augmentées dans les mêmes proportions dans le plan sagittal, plus modérément dans le plan frontal. Il n'existe par ailleurs aucune différence significative avec les valeurs obtenues pour le brochage, le visage facettaire et les plaques vissées bien que la comparaison soit délicate l'articulation de départ n'étant pas semblable. Les montages fixés dorsalement sur l'articulation rigidifient les colonnes et limitent majoritairement la flexion. En revanche, en rotation axiale, la mobilité n'est réduite que de 37 % et les raideurs extrêmes sont nettement inférieures à celles relevées pour les autres montages. Malgré de faibles différences, les variations semblent indiquer que la technique utilisée est d'autant plus efficace que l'articulation est initialement stable.

La fracture ventrale reproduite par la suite sur cette même articulation stabilisée par le polyméthylmétacrylate le confirme. L'amplitude est presque multipliée par trois en flexion/extension et en torsion et atteint la valeur de 7,25° dans le plan médian. Elle s'accompagne d'une diminution significative des raideurs extrêmes. L'articulation devient alors plus mobile en flexion qu'en extension. En revanche, la mobilité en inflexion latérale est proportionnellement moins affectée par l'exérèse du disque intervertébral. Ainsi, le montage dorsal rigidifie l'articulation mais ne participe pas seul au maintien de la stabilité vertébrale.

Malgré l'amplitude résiduelle très limitée, les structures articulaires (ligaments, facettes, disque) contribuent à la résistance au mouvement. Leur exérèse reporte l'ensemble des contraintes sur le montage qui ne parvient plus à maintenir la rigidité articulaire. La fracture ventrale montre par ailleurs l'importance du rôle d'amortissement joué par le disque

intervertébral dans les différents plans de l'espace (essentiellement en flexion/extension et en torsion).

Conclusion : l'ensemble des montages utilisés dans cette étude (brochages, vissages facettaires, plaques vissées bilatérales, brochage et polyméthylmétacrylate) stabilise l'articulation lombo-sacrée de façon équivalente dans les trois plans de l'espace. Aucun classement n'a donc pu être établi afin de déterminer la fixation lombo-sacrée la plus efficace. Le brochage associé au polyméthylmétacrylate semble bien adapté à la stabilisation d'une articulation lésée dorsalement. La mobilité résiduelle dans le plan médian est identique à celle d'une articulation saine ostéosynthésée. En revanche, l'instabilité grave de l'articulation par lésions ventrales et dorsales annihile la rigidité vertébrale induite par les implants ; le montage ne suffit plus à compenser l'absence du disque qui limite physiologiquement le mouvement. Ces observations peuvent remettre alors en question la légitimité d'un tel montage à base de broches et de polyméthylmétacrylate dans la stabilisation de la jonction lombo-sacrée dont les trois compartiments sont atteints. Il n'offre pas une limitation de mobilité suffisante pour permettre une fusion osseuse lombo-sacrée. Cependant, aucune comparaison avec d'autres fixations dans les mêmes conditions n'a été effectuée.

D'autre part, nous n'avons relevé aucune complication liée à l'arrachement ou au desserrage des implants, à une fracture vertébrale ou discale au cours des différents cycles de sollicitation. Seules deux colonnes (K₅ et K₁₄), déjà évoquées précédemment, dont les résultats paraissent anormalement élevés laissent supposer l'existence d'une lésion du disque intervertébral survenue lors des manipulations (raideurs très faibles en flexion/extension, amplitude anormalement élevée) ou de propriétés biomécaniques différentes des autres colonnes. Ces données recueillies in vitro et en post-opératoire immédiat ne sauraient préjuger du devenir des implants et de la mobilité articulaire au cours du temps. L'intervention de la musculature, la sollicitation croissante des implants lors d'effort de l'animal dans différentes positions et allures, la présence d'une fibrose cicatricielle post-opératoire sont autant d'éléments dont on doit tenir compte à moyen et long terme mais auxquels on ne peut apporter de réponse par une étude in vitro.

CONCLUSION

Cette étude fait partie d'un travail expérimental plus vaste mené sur la mobilité de la colonne vertébrale du chien saine et lésée et sur la comparaison du comportement biomécanique de divers types d'implants rachidiens. Elle permet ainsi d'étayer les connaissances biomécaniques fondamentales sur la colonne lombo-sacrée dans l'espèce canine. Par ailleurs, les essais réalisés permettent de comparer *in vitro* et en statique le comportement de la colonne saine, instable et appareillée par différents montages afin que le chirurgien ait les moyens de choisir la technique la mieux adaptée au traitement de l'instabilité à laquelle il est confronté.

L'analyse des résultats a confirmé la grande mobilité de la colonne lombo-sacrée en flexion/extension (35° en moyenne). Les mouvements articulaires sont orientés préférentiellement dans le plan médian, en particulier en extension (K-Ext. de 0,36 N.M/° et K-Flex. de 0.48 N.M/°), composante majoritaire du mouvement. La mobilité est en revanche limitée dans le plan frontal (8° en moyenne) et en rotation axiale (2° en moyenne) par la présence des facettes articulaires. L'amplitude en flexion est limitée par la sollicitation des moyens d'union dorsaux : facettes, capsule articulaire, ligaments jaune et interépineux, etc. L'augmentation de l'amplitude du mouvement en flexion/extension après laminectomie (+3% de mobilité) et facetectomie (+12% à +16% de mobilité) l'atteste. Ces formations participent au maintien de la stabilité vertébrale et assurent la coaptation des facettes articulaires lombo-sacrées. Par ailleurs, le disque intervertébral, autre élément fondamental de cohésion intervertébrale, joue un rôle similaire en flexion et en extension (coefficient de raideur de 0.47 N.M/° en flexion comme en extension après retrait des facettes).

L'instabilité vertébrale lombo-sacrée est une entité clinique fréquemment rencontrée chez le chien ; elle se traduit par des symptômes algiques et/ou neurologiques dont l'étiologie est très diverse. L'exérèse des structures ligamentaires et articulaires dorsales n'engendre dans notre étude qu'une instabilité modérée (quoique significative) nécessitant en théorie le recours secondaire à la stabilisation par ostéosynthèse. L'étude de quatre types de montages courts (vissages et brochages facettaires, brochage et polyméthylmétacrylate, plaques vissées) montre une stabilisation homogène de l'articulation dont la mobilité résiduelle est de 2° dans le plan sagittal (de 87 % à 93 % de stabilité selon le montage). Le polyméthylmétacrylate implanté sur une articulation déstabilisée dorsalement obtient les mêmes résultats. Ces implants dorsaux caractérisés intrinsèquement et testés sur des colonnes saines ou peu instables permettent de stabiliser une articulation lombo-sacrée sub-luxée et/ou peu lésée dorsalement. La simulation d'une fracture vertébrale ventrale effectuée seulement pour le polyméthylmétacrylate révèle la faiblesse du montage lors d'instabilité articulaire complète.

La puissance des tests statistiques de notre travail expérimental est cependant limitée par le nombre des échantillons testés en raison :

- du temps disponible pour les essais,
- du nombre limité d'essais réalisables sur une même colonne lié au problème de conservation et de dégradation ou de destruction des pièces anatomiques,
- d'une possible variabilité interindividuelle.

Mais bien que les tests statistiques portent sur de petits échantillons présentant une grande variabilité individuelle, les résultats sont très intéressants et reflètent tout à fait ce que laissait présager la clinique.

D'autre part, l'interprétation délicate des déplacements linéaires n'a pas été retenue pour figurer dans ce travail de thèse. Leur prise en considération permettrait d'établir une caractérisation complète des déplacements articulaires en trois dimensions.

Cette étude préliminaire pourrait cependant être suivie de travaux expérimentaux plus approfondis :

- le choix d'un effectif plus grand permettrait d'affiner l'analyse statistique soumise aux variations individuelles,
- d'autres types d'implants (vissage pédiculaire, montages prenant appui sur les ailes de l'ilium, etc.) pourraient être testés sur des articulations saines et lésées. Des essais d'ostéosynthèse sur des colonnes lombo-sacrées déstabilisées par luxation ou fracture vertébrale pourraient également être réalisées,
- enfin, des essais destructifs ou des essais de fatigue pourraient également être envisagés ; les essais destructifs auraient nécessité une quantité de colonnes vertébrales beaucoup plus importante lors de notre étude,
- l'évaluation de l'instabilité vertébrale et de la stabilité obtenue après ostéosynthèse objectivées ici, ne pourront être caractérisées qu'en établissant ultérieurement *in vivo* l'importance fonctionnelle de la musculature abdominale et périaxiale dans le maintien de la stabilité lombo-sacrée.

Notre étude permet d'établir les caractéristiques biomécaniques intrinsèques de chaque implant testé en post-opératoire immédiat. Elle ne présage en rien du devenir du montage à moyen ou long terme (risque de rupture, désolidarisation, etc.) des effets de la cicatrisation ni de la répercussion de l'arthrodèse vertébrale sur les segments adjacents. Les recherches biomécaniques et cinématiques devraient apporter dans l'avenir les réponses à ces questions.

ANNEXES

ANNEXE A

Le tableau XVIII répertorie l'origine de chaque colonne prélevée selon la race, le sexe et l'âge des animaux.

Numéro de colonne	Race	Sexe	Age
K1S	Doberman	F	4 ans
K2S	Braque	M	4 ans
K3S	Croisé Berger Belge	M	2 ans
K4S	Schnauzer	M	3 ans
K5S	Briard	F	13 ans
K6S	Beagle	M	1 an
K7S	Beagle	M	1 an
K8S	Malinois	F	3 ans
K9S	Croisé Berger Allemand	M	9 ans
K10S	Colley	F	13 ans
K11S	Bouvier Bernois	F	2,5 ans
K12S	Braque	F	7 ans
K13S	Doberman	M	10 ans
K14S	Rottweiler	M	1,5 an
K17S	Berger Allemand	M	2 ans
K18S	Rottweiler	F	2 ans
K19S	Labrador	M	11 ans
K20S	Dogue Argentin	M	3 ans

Tableau XVIII : origine des différents segments vertébraux lombo-sacraux

Les colonnes K7 et K13 n'ont pas été retenues dans l'exploitation des résultats ; leur amplitude de mouvement se situait en dehors de l'intervalle de confiance.

ANNEXE B

Cette annexe regroupe en détail les résultats obtenus pour chaque segment vertébral lors des différentes manipulations réalisées et selon les trois types de sollicitation (flexion/extension, inflexion latérale, torsion). Les résultats sont rassemblés selon chaque critère de mobilité : amplitude totale, amplitude intermédiaire, raideurs extrêmes, couplages (tableaux XIX à XXX).

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	44,05	45,73		47,58	2,33			2,49	3,71
K2S	29,22	30,21		31,35	1,16			2,33	9,28
K3S	34,89	38,22		39,87	1,66			2,66	8,15
K4S	47,85	50,46		53,83	3,99			2,99	6,81
K5S	38,21	40,18		45,33	5,32			5,15	10,63
K6S	34,15	33,26		41,15	0,34			3,82	5,65
K8S	41,93		47,12	51,01		2,33	1,5		
K9S	32,07		33,56	36,83		2,99	2,49		
K10S	32,9		38,89	39,05		1,5	1,66		
K11S	46,03		57,82	63,08		1,5	1,33		
K12S	37,18		37,49	38,48		2,66	2,99		
K14S	36,05		46,3	49,28		8,81	8,15		
K17S	35,56		36,56	37,06		1,16	0,83		
K18S	30,05		31,39	33,87		1,66	1,33		
K19S	24,75	25,74		25,74	1,33			0,5	4,49
K20S	27,42	27,58		28,9	1,17			1,33	9,31
Moyenne	35,77	36,42	41,14	41,4	2,16	2,83	2,54	2,66	7,25
Ecart-type	6,62	8,8	8,16	9,51	1,57	2,34	2,22	1,33	2,33

Tableau XIX : amplitude totale en flexion/extension (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	9,17	10,29		12,17	0,64			1,15	1,17
K2S	6,79	8,02		8,76	0,96			1,89	2,36
K3S	10,06	10,89		12,04	0,7			1,26	1,54
K4S	6,8	7,6		9,96	0,69			1,57	1,29
K5S	11,72	11,64		13,49	2,66			3,4	3,78
K6S	8,57	5,94		8,76	3,51			1,56	2,08
K8S	7,49		8,67	8,82		0,81	0,54		
K9S	13,75		14,33	15,58		1,08	0,82		
K10S	5,99		8,36	8,89		0,55	0,81		
K11S	14,25		11,09	10,88		0,47	0,36		
K12S	6,32		7,34	7,68		0,82	1,03		
K14S	11,71		13,82	14,89		4,92	5,22		
K17S	7,61		8,73	8,75		0,49	0,45		
K18S	6,69		7,52	8,31		0,36	0,36		
K19S	5,69	6,66		6,93	1,14			0,51	1,02
K20S	6,67	7,33		7,45	0,46			0,8	1,23
Moyenne	8,71	8,55	9,98	10,21	1,35	1,19	1,2	1,52	1,81
Ecart-type	2,7	1,97	2,59	2,59	1,04	1,43	1,54	0,82	0,86

Tableau XX : amplitude totale en inflexion latérale (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	2,49	3,03		7,55	0,52			1,41	2,1
K2S	0,76	0,85		4,25	0,22			1,47	6,72
K3S	0,75	1,32		4,78	0,3			0,87	1,82
K4S	3,12	2,53		6,63	0,87			1,39	2,13
K5S	3,46	3,98		8,08	1,4			2,85	6,41
K6S	4,25	5		8,12	1,85			1,17	1,24
K8S	2,4		5,54	7,1		0,62	0,73		
K9S	5,84		8,83	15,68		1,23	1,32		
K10S	1,6		4,24	6,34		0,32	0,52		
K11S	3,03		7,26	10,97		0,36	0,27		
K12S	2,18		3,3	4,65		0,95	1,44		
K14S	5,13		9,97	12,31		3,96	4,86		
K17S	1,56		2,84	4,52		0,33	0,5		
K18S	0,65		1,63	3,05		0,19	0,19		
K19S	0,53	1		2,77	0,27			0,25	1,26
K20S	0,38	0,66		2,06	0,22			0,52	3,36
Moyenne	2,38	2,3	5,45	6,8	0,71	0,99	1,23	1,24	3,13
Ecart-type	1,62	1,51	2,8	3,57	0,58	1,17	1,44	0,74	2,08

Tableau XXI : amplitude totale en torsion (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	24,72	30,46		31,28	0,57			0,88	1,17
K2S	17,54	16,53		19,91	0,31			0,59	4,62
K3S	20,84	23,72		24,61	0,37			0,9	2,56
K4S	32,06	29,53		32,21	0,76			1,05	2,76
K5S	24,83	26,85		28,74	1,27			1,53	4,2
K6S	19,52	17,22		24,32	0			1,11	1,69
K8S	20,67		25,56	28,61		0,53	0,31		
K9S	19,19		18,23	23,07		0,77	0,42		
K10S	17,84		24,36	24,47		0,31	0,33		
K11S	31,08		28,37	42,42		0,35	0,22		
K12S	18,45		20,76	21,15		0,68	0,72		
K14S	20,66		26,08	27,69		2,84	2,45		
K17S	22,67		23,09	23,64		0,26	0,18		
K18S	14,42		16,02	15,56		0,44	0,35		
K19S	12,26	13		13,18	0,33			0,04	1,22
K20S	14,36	14,69		15,37	0,26			0,31	4,09
Moyenne	20,69	21,5	22,81	24,76	0,49	0,77	0,62	0,8	2,79
Ecart-type	5,49	6,52	3,92	7,06	0,36	0,8	0,71	0,44	1,29

Tableau XXII : amplitude intermédiaire en flexion/extension (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	3,9	4,95		5,87	0,14			0,31	0,34
K2S	2,64	3,18		3,62	0,22			0,61	0,77
K3S	4,4	5,02		5,92	0,14			0,32	0,42
K4S	2,17	2,61		3,54	0,23			0,42	0,34
K5S	4,47	3,64		6,1	0,75			1,3	1,51
K6S	3,17	2,01		3,24	0,85			0,39	0,57
K8S	2,65		2,89	2,7		0,16	0,11		
K9S	5,81		6,15	7,95		0,23	0,2		
K10S	1,92		3,42	3,57		0,13	0,18		
K11S	6,54		3,63	3,64		0,11	0,08		
K12S	1,83		2,46	2,58		0,21	0,18		
K14S	3,85		5,83	6,62		1,31	1,48		
K17S	3,39		4,05	3,74		0,1	0,1		
K18S	2,05		2,31	2,63		0,06	0,08		
K19S	1,95	2,42		2,64	0,25			0,13	0,22
K20S	2,57	2,8		2,78	0,09			0,23	0,36
Moyenne	3,33	3,33	3,84	4,2	0,34	0,29	0,3	0,46	0,56
Ecart-type	1,37	1,06	1,35	1,65	0,27	0,39	0,45	0,34	0,39

Tableau XXIII : amplitude intermédiaire en inflexion latérale (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	1,28	1,42		3,32	0,13			0,43	0,57
K2S	0,28	0,23		1,55	0,05			0,53	3,44
K3S	0,14	0,27		1,99	0,08			0,25	0,59
K4S	0,67	0,83		2,68	0,24			0,42	0,71
K5S	1,78	1,07		3,31	0,44			0,99	2,9
K6S	1,81	1,9		3,52	0,52			0,37	0,43
K8S	0,78		1,42	2,36		0,2	0,2		
K9S	2,79		4,31	8,15		0,36	0,36		
K10S	0,36		1,7	2,47		0,08	0,14		
K11S	1,3		3,15	4,84		0,11	0,07		
K12S	0,77		1,08	1,54		0,3	0,43		
K14S	1,78		3,86	4,61		1,35	1,52		
K17S	0,55		1,02	1,57		0,1	0,12		
K18S	0,15		0,39	0,82		0,06	0,05		
K19S	0,16	0,28		0,88	0,08			0,08	0,34
K20S	0,09	0,14		0,64	0,06			0,16	1,29
Moyenne	0,92	0,77	2,12	2,77	0,2	0,32	0,36	0,4	1,28
Ecart-type	0,77	0,61	1,36	1,85	0,17	0,4	0,46	0,26	1,13

Tableau XXIV : amplitude intermédiaire en torsion (°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	0,47	0,43		0,43	1,65			2,29	1,73
K2S	0,49	0,53		0,45	2,08			2,11	0,96
K3S	0,5	0,47		0,47	2,29			2,32	0,62
K4S	0,45	0,48		0,4	1,75			1,78	0,62
K5S	0,44	0,5		0,43	0,6			0,85	0,5
K6S	0,44	0,41		0,38	7,45			1,74	0,76
K8S	0,45		0,38	0,47		1,77	3,84		
K9S	0,85		0,52	0,47		1,43	2,29		
K10S	0,37		0,5	0,49		3,84	2,28		
K11S	0,63		0,49	0,69		2,29	3,28		
K12S	0,28		0,34	0,41		1,65	2,32		
K14S	0,55		0,27	0,24		0,62	0,63		
K17S	0,54		0,46	0,49		3,3	5,94		
K18S	0,38		0,36	0,36		1,78	2,32		
K19S	0,4	0,43		0,41	2,32			3,73	0,53
K20S	0,42	0,47		0,43	3,84			3,28	0,62
Moyenne	0,48	0,47	0,42	0,44	2,75	2,09	2,86	2,26	0,79
Ecart-type	0,13	0,04	0,08	0,09	1,97	0,97	1,45	0,85	0,41

Tableau XXV : raideur extrême de flexion (N.m/°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	0,34	0,44		0,36	1,62			1,77	1,33
K2S	0,41	0,46		0,55	2,53			2,28	0,79
K3S	0,31	0,38		0,36	3,28			2,29	0,99
K4S	0,34	0,63		0,42	0,76			1,43	0,96
K5S	0,53	0,59		0,36	0,99			1,09	0,49
K6S	0,57	0,56		0,21				1,15	0,82
K8S	0,32		0,36	0,34		1,74	3,19		
K9S	0,47		0,6	0,52		1,34	1,15		
K10S	0,31		0,38	0,4		2,08	1,77		
K11S	0,32		0,56	0,65		2,28	2,08		
K12S	0,25		0,29	0,26		1,14	0,82		
K14S	0,24		0,2	0,19		0,42	0,41		
K17S	0,38		0,38	0,38		2,85	3,54		
K18S	0,28		0,33	0,3		2,28	2,28		
K19S	0,35	0,36		0,38	2,29			3,84	1,03
K20S	0,32	0,32		0,27	3,28			3,84	0,53
Moyenne	0,36	0,47	0,39	0,37	2,11	1,77	1,91	2,21	0,87
Ecart-type	0,09	0,11	0,12	0,12	0,95	0,72	1,03	1,03	0,26

Tableau XXVI : raideur extrême d'extension (N.m/°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	0,6	0,97		0,8	6,33			3,11	3,73
K2S	0,98	1,04		0,79	3,22			2,9	2,35
K3S	0,75	0,77		0,79	5,76			3,42	2,57
K4S	0,73	0,8		0,44	4,52			3,17	3,14
K5S	0,57	0,55		0,7	1,76			2,04	2,02
K6S	0,88	1,73		0,81	1,63			2,59	2,04
K8S	0,72		0,87	0,79		4,58	6,67		
K9S	0,46		0,59	0,48		3,76	4,13		
K10S	1,07		0,76	0,68		6,44	3,73		
K11S	0,55		0,49	0,55		7,6	11,52		
K12S	0,75		0,87	0,84		4,22	2,16		
K14S	0,44		0,42	0,42		0,78	0,69		
K17S	0,98		1,01	0,88		6,55	6,03		
K18S	0,76		0,81	0,76		8,64	8,26		
K19S	0,94	0,97		0,96	2,52			6,91	3,45
K20S	0,97	0,9		0,89	6,03			4,87	3,65
Moyenne	0,76	0,97	0,73	0,73	3,97	5,32	5,4	3,63	2,87
Ecart-type	0,19	0,32	0,19	0,19	1,81	2,34	3,25	1,46	0,66

Tableau XXVII : raideur extrême d'inflexion droite (N.m/°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	0,86	0,69		0,56	5,28			3,92	3,73
K2S	0,82	0,55		0,62	4,63			2,25	1,99
K3S	0,77	0,77		0,79	4,58			3,14	3,04
K4S	0,72	0,6		0,62	5,59			2,01	2,47
K5S	0,55	0,38		0,51	1,09			1,23	1,27
K6S	0,64	0,66		0,68	1,02			2,38	1,92
K8S	0,59		0,51	0,49		3,8	6,33		
K9S	0,49		0,41	0,75		2,75	4,52		
K10S	0,72		0,82	0,85		6,55	5,51		
K11S	0,38		0,37	0,43		8,26	9,27		
K12S	0,86		0,78	0,78		3,76	2,21		
K14S	0,48		0,58	0,7		0,7	0,81		
K17S	1,14		0,85	0,85		6,13	7,92		
K18S	0,78		0,66	0,64		8,64	9,74		
K19S	0,97	1,05		0,89	3,06			7,76	3,19
K20S	1,08	0,92		1,24	7,31			5,21	3,09
Moyenne	0,74	0,7	0,62	0,71	4,07	5,07	5,79	3,49	2,59
Ecart-type	0,21	0,2	0,17	0,19	2,06	2,6	3	1,99	0,76

Tableau XXVIII : raideur extrême d'inflexion gauche (N.m/°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	3,33	2,24		1,2	6,33			2,17	1,64
K2S	5,14	6,44		1,65	13,1			3,22	1,04
K3S	4,22	3,62		1,44	21,11			4,37	2,01
K4S	1,26	1,6		0,89	3,84			3,3	1,91
K5S	1,56	1,21		0,74	3,02			1,4	0,77
K6S	1,78	1,25		0,95	2,08			3,09	4,18
K8S	1,89		1,5	0,76		5,59	5,43		
K9S	0,98		0,77	0,68		3,09	2,88		
K10S	2,71		2,86	1,05		9,05	6,13		
K11S	2,02		1,64	0,68		10,56	17,27		
K12S	2,15		2,1	1,1		3,55	2,53		
K14S	0,99		0,49	0,49		1,18	1,01		
K17S	2,42		2,5	1		9,74	5,28		
K18S	8,44		5,85	1,54		23,75	15,2		
K19S	10	4,52		2,13	23,75			12,26	2,77
K20S	12,67	5,51		2,32	15,83			6,67	1,54
Moyenne	3,85	3,3	2,21	1,16	11,13	8,31	6,97	4,56	1,98
Ecart-type	3,4	1,9	1,57	0,51	7,97	6,65	5,61	3,26	1,01

Tableau XXIX : raideur extrême de torsion droite (N.m/°)

N° de colonne	Sains	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale	Broches facettaires	Vis facettaires	Plaques vissées	PMMA	PMMA + fracture
K1S	2,45	1,83		0,82	7,31			2,9	2,18
K2S	3,69	2,62		1,21	12,67			3,17	0,84
K3S	3,88	2,38		1,16	16,52			4,52	1,91
K4S	1,13	2,16		1,01	4,18			2,38	1,35
K5S	1	0,97		0,79	3,42			1,82	0,9
K6S	1,29	0,96		0,71	2,08			3,14	2,62
K8S	2,47		0,49	0,62		6,03	4,22		
K9S	1,22		1,14	0,59		2,9	2,9		
K10S	2,29		0,94	0,96		9,27	7,17		
K11S	1,44		0,54	0,53		9,27	10,56		
K12S	1,64		1,04	1,08		4,04	2,71		
K14S	1,05		0,46	0,44		0,87	0,75		
K17S	2,88		1,65	1,47		9,27	6,13		
K18S	3,28		1,71	1,58		15,83	25,33		
K19S	8,84	3,76		2,04	13,57			11,18	2,81
K20S	14,07	7,04		2,33	15,2			7,76	1,54
Moyenne	3,29	2,72	1	1,08	9,37	7,19	7,47	4,61	1,77
Ecart-type	3,35	1,84	0,46	0,52	5,4	4,43	7,33	3,02	0,69

Tableau XXX : raideur extrême de torsion gauche (N.m/°)

ANNEXE C

Cette annexe regroupe la méthode de calcul utilisée lors de la comparaison des colonnes et les résultats obtenus (tableau XXXI à XXXVI).

La comparaison des moyennes a été effectuée à l'aide d'un test de Student appliqué à de petits échantillons. Deux séries de calculs ont été réalisées selon l'indépendance ou non des échantillons :

- pour les échantillons indépendants (comparaison entre des essais réalisés sur des colonnes différentes), le calcul de t s'effectue selon la formule suivante :

$$t = \frac{(m_A - m_B)}{\sqrt{\frac{S^2}{n_A} + \frac{S^2}{n_B}}}$$

où m_A et m_B sont les deux moyennes comparées de deux échantillons n_A et n_B et S^2 l'estimation de la variance (SCHWARTZ, 1981). Si la $|t|$ est inférieure à la valeur lue dans la table de t pour 14 d.d.l. au risque 5 % soit 2,145, la différence entre les moyennes n'est pas significative,

- pour les séries appariées (comparaison entre des essais réalisés sur les mêmes rachis), on forme pour chaque paire la différence des deux mesures et on compare la moyenne des différences à 0 par le rapport :

$$t = \frac{m}{S/\sqrt{n}}$$

où m et S désignent la moyenne et l'écart-type estimés sur l'échantillon des n différences. Si la $|t|$ est inférieure à la valeur lue dans la table de t pour 7 d.d.l. et au risque 5 % soit 2,365, les moyennes ne diffèrent pas significativement.

Les résultats de ces calculs sont consignés dans les tableaux suivants. Tout résultat significatif est indiqué en caractère gras et en italique.

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	2,846	2,98	3,566
Laminectomie	/	1,077	3,06
Facetectomie unilatérale	/	/	3,886

Tableau XXXI : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5\%$)

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	0,805	1,26	1,758
Laminectomie	/	1,16	4,02
Facetectomie unilatérale	/	/	1,023

Tableau XXXII : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en inflexion latérale selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5\%$)

	Laminectomie	Facetectomie unilatérale	Facetectomie bilatérale
Sains	2,22	5,19	5,39
Laminectomie	/	2,625	8,18
Facetectomie unilatérale	/	/	2,24

Tableau XXXIII : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en torsion selon la lésion dorsale induite sur les colonnes saines (degré de signification P obtenu par un test de Student au risque $\alpha = 5\%$)

	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Broches	0,63	0,37	0,983	5,798
Vis	/	2,11	0,167	2,836
Plaques	/	/	0,122	3,87
PMMA	/	/	/	5,535

Tableau XXXIV : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en flexion/extension selon les différents montages dorsaux

	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Broches	0,24	0,213	0,494	1,481
Vis	/	0,142	0,53	0,799
Plaques	/	/	0,485	0,758
PMMA	/	/	/	2,917

Tableau XXXV : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en inflexion latérale selon les différents montages dorsaux

	Vis	Plaques	PMMA	PMMA + fracture
Broches	0,172	0,889	2,198	2,94
Vis	/	0,784	0,469	2,369
Plaques	/	/	0,016	1,99
PMMA	/	/	/	2,944

Tableau XXXVI : comparaison de la mobilité lombo-sacrée en torsion selon les différents montages dorsaux

BIBLIOGRAPHIE

- 1- ADAMS W.H., DANIEL G.B., PARDO A.D., SELCER R.R. (1995). Magnetic Resonance imaging of the caudal lumbar and lumbosacral spine in 13 dogs (1990-1993). *Vet. Radiol. and Ultras.*, **36** (1), 3-13.
- 2- BAILEY C.S. and MORGAN J.P. (1992). Congenital spinal malformations. *Vet. Clin. Nor. Am.*, **22** (4), 985- 991.
- 3- BARONE R. (1980 a). Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome premier, ostéologie, 2^{ème} éd., Paris, Vigot, 761 pages.
- 4- BARONE R. (1980 b). Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome second, arthrologie et myologie, 2^{ème} éd., Paris, Vigot, 984 pages.
- 5- BARTHEZ P., MORGAN J.P., LIPSITZ D. (1994). Discography and epidurography for evaluation of the lumbosacral junction in dogs with cauda equina syndrome. *Vet. Radiol. and Ultras.*, **35** (3), 152-157.
- 6- BEAVER D.P., MAC PHERSON G.C., MUIR P., JOHNSON K.A. (1996). Methylmetacrylate and bone screw repair of seventh lumbar vertebral fracture-luxations in dogs. *J. Small Pract.*, **37**, 381-386.
- 7- BERZON J.L. and DUELAND R. (1979). Cauda equina syndrome : pathophysiology and report of seven cases. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **15**, 635-643.
- 8- BLAISET M.A. et LOWRIE C.T. (1992). Les plaques de Lubra dans la chirurgie des instabilités du rachis thoraco-lombaire. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, **27** (1), 25-32.
- 9- BOJRAB M.J., ELLISON G.W. and SLOCUM B. (1998). Vertebral column. *In* : Current techniques in small animal surgery. 4th ed., Baltimore, William et Wilkins, 1340 pages.
- 10- BRAUND K. G. and al. (1977). Spinal mobility in the dog. A study in chondrodystrophoid and non-chondrodystrophoid animals. *Res. in Vet. Science*, **22**, 78-82.
- 11- BRUECKER K. (1996). Principles of vertebral fracture management. *Semin. In Vet. Med. And Surg.*, **11** (4), 259-272.
- 12- BUFF H.U., PANJABI M.M., SONU C.M., CRISCO J.J., OXLAND T.R., PELKER R.R. (1990). Functional stability of the canine cervical spine after injury. A three month in vivo study. *Spine*, **15** (10), 1040-1046.
- 13- CAUZINILLE L. et WHEELER S.J. (1992). Ostéosarcome lombosacré et syndrome de la queue-de-cheval chez un boxer. *Point Vét.*, **24** (148), 83-87.
- 14- CAUZINILLE L. (1992). Traumatismes vertébraux et médullaires, première et deuxième parties. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, **27** (1), 7-14 et 15-24.

- 15- DANIELSSON F. and SJÖSTRÖM L. (1999). Surgical treatment of degenerative lumbosacral stenosis in dogs. *Vet. Surg.*, **28**, 91-98.
- 16- DENNY H. R., GIBBS C., HOLT P.E. (1982). The diagnosis and treatment of cauda equina lesions in dog. *J. of Small Anim. Pract.*, **23**, 425-443.
- 17- DIOP A. et al. (1992). Comparaison de différents matériels d'ostéosynthèse dans la stabilisation des fractures du rachis dorso-lombaire. Etude biomécanique. *Rachis*, **4** (1), 3-16.
- 18- EVANS HE.(1993). Miller's Anatomy of the dog. 3rd ed., Philadelphia, W.B. Saunders, 1113 pages.
- 19- FEHR M. and THIET W. (1990). Das cauda-equina-syndrom beim deutschen schäferhund. *Kleintierpraxis*, **35**, 49-56.
- 20- FLYNN J., RUDERT M.J., OLSON E., BARATZ M., HANLEY E. (1990). The effects of freezing or freeze-drying on the biomechanical properties of the canine intervertebral disc. *Spine*, **15** (6), 567-569.
- 21- FOSSUM T.W. (1997). Surgery of the lumbosacral spine. *In* : Small Animal Surgery. St Louis, Mosby Year Book, 1195 pages.
- 22- GASCHEN L., LANG J., HAENI H. (1995). Intervertebral disc herniation (SCHMORL'S node) in five dogs. *Vet. Radiol. Ultras.*, **36** (6), 509-516.
- 23- GAUTHIER M. (2000). Etude in vitro de la mobilité de la colonne vertébrale du miniporc. Thèse de doctorat vétérinaire, ALFORT, n° 35.
- 24- GILLES F. (2000). Les fractures de la septième vertèbre lombaire. *Action Vét.* n° 1533, 19-22.
- 25- GILMORE D.R. (1986). Lumbosacral pain in the dog. *Can. Pract.*, **13** (6), 6-11.
- 26- GILMORE D.R. (1987). Lumbosacral diskospondylitis in 21 dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **23**, 57-61.
- 27- GRACOVETSKY S. et al. (1995). A database for estimating normal spinal motion derived from non-invasive measurements. *Spine*, **20** (9), 1039-1046.
- 28- GRAF H. (1992). Instabilité vertébrale : traitement à l'aide d'un système souple. *Rachis*, **4** (2), 123-137.
- 29- GRUSSENDORF H. (1991). Therapie der lumbosakralen malartikulation durch arthrodesse der kleinen wirbelgelenke. *Kleintierpraxis*, **36**, 501-504.
- 30- GUIGUI P. and al. (1994). Experimental model of posterolateral spinal arthrodesis in sheep ; Part.1 and part. 2. *Spine*, **19** (24), 2791-2797, 2798-2803.

- 31-HAHER T.R. and al. (1991). The effect of three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation and flexion and extension. *Spine*, **16** (8), 312-318.
- 32-HARRINGTON M.L. and BAGLEY R.S. (1998). Realignment of a seventh lumbar vertebral fracture/luxation using a Senn retractor in two puppies. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **34**, 377-380.
- 33-HECQUET N. (2000). Traitement chirurgical d'une fracture de la septième vertèbre lombaire. *Action Vét.* n° 1533, 14-18.
- 34-HOERLEIN B.F. (1979). Comparative disk disease : man and dog. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **15** (8), 535-545.
- 35-JEFFERY N.D. (1995). Handbook of Small Animal Surgery. London, W.B. Saunders, 236 pages.
- 36-JONES J.C. and al. (1995). Computed tomographic anatomy of the canine lumbosacral spine. *Vet. Radiol. and Ultras.*, **36** (2), 91-99.
- 37-LANG J. (1988). Flexion-extension myelography of the canine cauda equina. *Vet. Radiol.*, **29** (6), 242-257.
- 38-LAROCCA and MACNAB (1974). The laminectomy menbrane. Studies of its evolution, characteristics, effects and prophylaxis in dogs. *J.BJS*, Br. Vol. 1974, 56B (3), pages 545-550.
- 39-LAVASTE and al. (1992). Three dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *Biomechanics*, **25** (10), 1153-1164.
- 40-LENEHAN T. (1983). Canine cauda equina syndrome. *Comp. Cont. Educ.*, **5** (11), 941-950.
- 41-LENEHAN T.M. and TARVIN G.B. (1998). Lumbosacral spine. In : BOJRAB M.J., ELLISON G.W., SLOCUM B.. Current Techniques in Small Animal Surgery. 4th ed., Baltimore, Williams et Wilkins, 1340 pages.
- 42-LEVY M.S., KAPATKIN A.S., PATNAIK A.K., MAULDIN G.N., MAULDIN G.E. (1997). Spinal tumors in 37 dogs : clinical outcome and long-term survival (1987-1994). *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **33**, 307-312.
- 43-LEWIS D., STAMPLEY A., BELLAH J.R., DONNER G.S., ELLISON G.W. (1989). Repair of sixth lumbar vertebral fracture-luxations, using transilial pins and plastic spinous-process plates in six dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **194** (4), 538-541.
- 44-LOUIS R.(1987). Biomécanique du rachis. Biomécanique orthopédique. Masson, Paris, 429-438.
- 45-MAC ANULTY J. F., LENEHAN T.M., MALETZ L.M. (1986). Modified segmental spinal instrumentation in repair of spinal fractures and luxations in dogs. *Vet. Surg.*, **15** (2), 143-149.

- 46- MAC KNEE W.M., MITTEN R.W., LABUC R.H. (1990). Surgical treatment of lumbosacral discospondylitis by a distraction-fusion technique. *J. Small Anim. Pract.*, **31**, 15-20.
- 47- MACY N. B., CLIFFORD M.L., STOVER S.M., KASS P.H. (1999). Effect of disk fenestration on sagittal kinematics of the canine C5- C6 intervertebral space. *Vet. Surg.*, **28**, 171-179.
- 48- MARTEL F. (1998). Etude biomécanique in vitro des principales stabilisations cervicales C6-C7 en post-opératoire immédiat chez le chien. Thèse de doctorat vétérinaire, ALFORT.
- 49- MATTOON J. and KOBLIK P.D.(1993). Quantitative survey radiographic evaluation of the lumbosacral spine of normal dogs and dogs with degenerative lumbosacral stenosis. *Vet. Radiol. and Ultras.*, **34** (3), 194-206.
- 50- MEHEUST P. (2000). Une nouvelle technique de stabilisation lombosacrée : l'arthrodèse par vissage pédiculaire, étude clinique de 5 cas. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.*, **35** (3), 201-207.
- 51- MORGAN J. P. and MIYABAYASHI T. (1988). Degenerative changes in the vertebral column of the dog. *Vet. Radiol.*, **29** (2), 72-77.
- 52- MORGAN J. P. and BAILEY C. S. (1990). Cauda equina syndrome in the dog : radiographic evaluation. *J. Small Anim. Pract.*, **31**, 69-77.
- 53- MORGAN J.P., BAHR A., FRANTI C.E., BAILEY C.S. (1993). Lumbosacral transitional vertebrae as a predisposing cause of cauda equina syndrome in German Shepherd Dogs : 161 cases (1987-1990). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **202** (11), 1877-1882.
- 54- NESS G. (1994). Degenerative lumbosacral stenosis in the dog : a review of 30 cases. *J. Small Anim. Pract.*, **35**, 185-190.
- 55- NOACK O. (1994). Cinématique vertébrale thoraco-lombaire du chien lors de mouvements dans le plan médian : conséquences étiopathogéniques. Thèse de doctorat vétérinaire, LYON, n° 14.
- 56- OLIVER J. E., SELCER R.R., SIMPSON S. (1978). Cauda equina compression from lumbosacral malarticulation and malformation in the dog. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **173**, 207-214.
- 57- OLSON E.J., HANLEY E.N., RUDERT J., BARATZ M.E. (1991). Vertebral column allograft for the treatment of segmental spine defect :an experimental investigation in dogs. *Spine*, **16** (9), 1081-1088.
- 58- PALMER R. and CHAMBERS J. (1991 a). Canine lumbosacral diseases. Part. 1. Anatomy, pathophysiology and clinical presentation. *Comp. Cont. Educ.*, **13** (1), 61-69.
- 59- PALMER R. and CHAMBERS J. (1991 b). Canine lumbosacral diseases. Part. 2. Definitive diagnosis, treatment and prognosis. *Comp. Cont. Educ.*, **13** (2), 213-221.

- 60- PREAULT H. (1998). Caractérisation du comportement biomécanique vertébral lombosacré chez le chien. Particularités associées à la spondylose et à la dégénérescence discale. Thèse de doctorat vétérinaire, ALFORT, n° 81.
- 61- PRATA R.G. (1993). Cauda equina syndrome. *In* : SLATTER D.. Textbook of Small Animal Surgery. 2nd ed., Philadelphia, W.B. Saunders, 1094-1105.
- 62- RONGMING X. et al. (1996). Radiologic and anatomic evaluation of the anterior sacral foramens and nerve grooves. *Spine*, **21**, 407-410.
- 63- SCHMID V. (1990). Contribution au diagnostic radiologique de l'instabilité lombosacrée : étude d'aspects biomécaniques. *Dissertationen der veterinär-medizinischen fakultät BERN*, 180-181.
- 64- SCHMID V. and LANG J. (1993). Measurements on the lumbosacral junction in normal dogs and those with cauda equina compression. *J. Small. Anim. Pract.*, **34**, 437-442.
- 65- SCHULMAN A.J. and LIPPINCOTT C.L. (1988). Canine cauda equina syndrome. *Comp. Cont. Educ.*, **10** (7), 835-844.
- 66- SCHWARTZ D. (1981). Méthodes statistiques à l'usage des médecins et des biologistes. 3^{ème} éd., Paris, Flammarion, 318 pages.
- 67- SHIRES P.K. and al. (1991). Rotational instability of canine vertebral motion units after various surgical alterations. *Vet. Surg.*, **20** (5), 346-347.
- 68- SHORES A., NICHOLS C., KOELLING H.A., FOX W.R. (1988). Combined Kirschner-Ehmer apparatus and dorsal spinal plate fixation of caudal lumbar fractures in dogs : biomechanical properties. *Am. Jour. Vet. Res.*, **49** (11), 1979-1982.
- 69- SLATTER D. (1993). Textbook of Small Animal Surgery. 2nd ed., Philadelphia, W.B. Saunders, 2362 pages.
- 70- SMITH G.K. and WALTER M.C. (1985). Fractures and luxations of the spine. *In* : Textbook of Small Animal Orthopaedics. Lippincott Company, Philadelphia, 1140 pages.
- 71- SMITH J. and FERNIE G.R. (1991). Functional biomechanics of the spine. *Spine*, **16** (10), 1197-1203.
- 72- TARVIN G. and PRATA R.G. (1980). Lumbosacral stenosis in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **177** (2), 154-159.
- 73- ULLMAN S.L. and BOUDRIEU R.J. (1993). Internal skeletal fixation using a kirschner apparatus for stabilization of fracture/luxations of the lumbosacral joint in six dogs. *Vet. Surg.*, **22** (1), 11-17.
- 74- VIATEAU V. et MOISSONNIER P. (1990). Cas clinique : traitement chirurgical d'une fracture de la septième vertèbre lombaire. *Point Vét.*, **22** (128), 31-38.

- 75- VIATEAU V. et MOISSONNIER P. (1991 a). Le syndrome de queue-de-cheval, 1^{ère} partie. *Point Vét.* **23** (135), 55-65.
- 76- VIATEAU V. et MOISSONNIER P. (1991 b). Le syndrome de queue-de-cheval, 2^{ème} partie : diagnostic et traitement. *Point Vét.*, **23** (136), 65-78.
- 77- VIGUIER E. (1996). Evaluations biomécaniques du rachis chez l'animal : mise au point de modèles expérimentaux. Thèse de doctorat de l'ENSAM n° 38.
- 78- WALTER M., SMITH G.K., NEWTON C.D. (1986). Canine lumbar spinal internal fixation techniques : a comparative biomechanical study. *Vet. Surg.*, **15** (2), 191-198.
- 79- WATT P.R. (1991). Degenerative lumbosacral stenosis in 18 dogs. *J. of Small Anim. Pract.*, **32**, 125-134.
- 80- WHEELER S.J. (1986). Surgical conditions of the canine spine. *Brit. Vet. Jour.*, **142** (2), 95-115.
- 81- WHITE A.A. and PANJABI M.M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed., Philadelphia, J.B. Lippincott.
- 82- WONG W.T. and EMMS S.G.(1992). Use of pins and methylmethacrylate in stabilisation of spinal fractures and luxations. *J. of Small Anim. Pract.*, **33**, 415-422.
- 83- WRIGHT J. (1980). Spondylosis deformans of the lumbo-sacral joint in dogs. *J. of Small Anim. Pract.*, **21**, 45-58.

ETUDE BIOMECHANIQUE IN VITRO DES PRINCIPALES STABILISATIONS LOMBO-SACRALES EN POST-OPERATOIRE IMMEDIAT CHEZ LE CHIEN

Nom : RICHARD

Prénom : Stéphanie

RESUME :

Cette étude biomécanique compare in vitro la mobilité de la colonne lombo-sacrale du chien saine, lésée et stabilisée par divers implants selon les trois mouvements angulaires : flexion/extension, inflexion latérale, torsion. Une exérèse progressive des structures ligamentaires et osseuses dorsales est effectuée (laminectomie, facetectomie uni- et bilatérale). Puis, quatre techniques d'ostéosynthèse affranchies des ailes de l'ilium, sont réalisées successivement sur deux échantillons de huit colonnes chacun : brochages et vissages facettaires, plaques vissées, brochage associé au ciment de polyméthylmétacrylate.

Les essais menés sur la machine 2TM ont permis de caractériser le comportement articulaire lombo-sacral à l'aide de sept critères biomécaniques mesurés ou calculés. L'analyse des résultats révèle la très grande mobilité de la colonne lombo-sacrale dans le plan médian (35° en moyenne), plus modérée dans le plan frontal (8°) et en rotation axiale (2°). Elle est significativement affectée par le retrait des structures d'union dorsales essentiellement en flexion/extension et en torsion.

Par ailleurs, les implants stabilisent de façon équivalente l'articulation saine ou lésée dorsalement par facetectomie (2° en moyenne de mobilité résiduelle en flexion/extension). L'arthrodèse articulaire dorsale par brochage associé au polyméthylmétacrylate s'avère cependant moins efficace lors d'instabilité sévère de la colonne lombo-sacrale (7° de mobilité résiduelle).

Mots-clés : biomécanique, chien, colonne lombo-sacrale, laminectomie, facetectomie, ostéosynthèse vertébrale.

JURY :

Président : Pr.

Directeur : M. Eric VIGUIER

Assesseur : Mme Nathalie CREVIER-DENOIX

Adresse de l'auteur :

Mlle RICHARD Stéphanie

12 place Charles PEGUY

77450 CONDE SAINTE LIBIAIRE

IN VITRO BIOMECHANIC STUDY OF FOUR LUMBOSACRAL STABILISATION TECHNIQUES AFTER IMMEDIATE SURGERY IN THE DOG

Name : RICHARD

Surname : Stéphanie

SUMMARY :

This biomechanical in vitro study compares the mobility of the healthy, injured and stabilised lumbosacral column within three directions : flexion-extension, lateral inflexion and torsion. The progressive removal of dorsal ligaments and osseous structures is carried out (laminectomy, unilateral and bilatéral facetectomy). Then, four dorsal osteosynthesis techniques are successively performed on two samples of vertebral column : pins and screws through articular facets, screwed bone plates, pins with polymethylmetacrylat.

Seven biomechanics parameters measured and calculated with the 2TM system, characterize lumbosacral articular behaviour. Through the results analysis, lumbosacral column show a great mobility in flexion-extension (35° on average), moderate in lateral inflexion (8°) and in torsion (2°). Amplitude is significantly altered with exeresis of dorsal union elements, particularly in flexion-extension and in torsion.

Therefore, implants stabilize intact and dorsal injured articulation by facetectomy (2° on average). However, dorsal articular arthrodesis with polymethylmetacrylat is insuffisient when lumbosacral instability is important (7° of mobility).

Key-words : biomechanics, canine, lumbosacral column, laminectomy, facetectomy, vertebral osteosynthesis.

JURY :

Président : Pr

Director : M. Eric VIGUIER

Assessor : Mme Nathalie CREVIER-DENOIX

Author's address :

Mlle RICHARD Stéphanie

12 place Charles PEGUY

77450 CONDE SAINTE LIBIAIRE