

LEANDRO SANTOS LOPES

Estudo comparativo biomecânico *ex vivo* após estabilização curta unilateral e bilateral de segmento de coluna vertebral toracolombar de cães com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras

São Paulo

2019

LEANDRO SANTOS LOPES

Estudo comparativo biomecânico *ex vivo* após estabilização curta unilateral e bilateral de segmento de coluna vertebral toracolombar de cães com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Departamento:

Cirurgia

Área de Concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

Co-orientador:

Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo

2019

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virgínie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T. 3890
FMVZ

Lopes, Leandro Santos
Estudo comparativo biomecânico ex vivo após estabilização curta unilateral e bilateral de segmento de coluna vertebral toracolombar de cães com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras / Leandro Santos Lopes. – 2019.
73 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2020.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

Coorientador: Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa.

1. Fraturas vertebrais. 2. Estabilização vertebral. 3. Parafusos vertebrais poliaxiais. 4. Amplitude de movimento. I. Título.



CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Estudo comparativo biomecânico ex vivo após corpectomia de vértebra lombar, utilização de cage e estabilização com diferentes configurações de parafusos pediculares em cães.", protocolada sob o CEUA nº 8680240717 (ID 005621), sob a responsabilidade de **Cássio Ricardo Auada Ferrigno e equipe; Leandro Santos Lopes** - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica ou ensino - está de acordo com os preceitos da Lei 11.794 de 8 de outubro de 2008, com o Decreto 6.899 de 15 de julho de 2009, bem como com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi **aprovada** pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (CEUA/FMVZ) na reunião de 17/10/2018.

We certify that the proposal "Ex vivo biomechanical study after lumbar corpectomy, cage appliance and bilateral stabilization with different sets on pedicle screws in dogs.", utilizing 15 Dogs (males and females), protocol number CEUA 8680240717 (ID 005621), under the responsibility of **Cássio Ricardo Auada Ferrigno and team; Leandro Santos Lopes** - which involves the production, maintenance and/or use of animals belonging to the phylum Chordata, subphylum Vertebrata (except human beings), for scientific research purposes or teaching - is in accordance with Law 11.794 of October 8, 2008, Decree 6899 of July 15, 2009, as well as with the rules issued by the National Council for Control of Animal Experimentation (CONCEA), and was **approved** by the Ethic Committee on Animal Use of the School of Veterinary Medicine and Animal Science (University of São Paulo) (CEUA/FMVZ) in the meeting of 10/17/2018.

Finalidade da Proposta: [Pesquisa](#)

Vigência da Proposta: de [08/2018](#) a [08/2019](#) Área: [Clínica Cirúrgica Veterinária](#)

Origem: [HOVET/FMVZ/USP](#)

Espécie: [Cães](#) sexo: [Machos e Fêmeas](#) idade: [1 a 15 anos](#) N: [15](#)
Linhagem: [sem raças específicas](#) Peso: [20 a 35 kg](#)

Local do experimento: Laboratório de biomecânica do serviço de Ortopedia do Hospital Veterinário da FMVZ-USP

São Paulo, 17 de outubro de 2018

Profa. Dra. Anneliese de Souza Traldi

Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Roseli da Costa Gomes

Secretária

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: LOPES, Leandro Santos

Título: **Estudo comparativo biomecânico *ex vivo* após estabilização curta unilateral e bilateral de segmento de coluna vertebral toracolombar de cães com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de mestre em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

*Aos nossos anjos da guarda de
quatro patas, que são a nossa fonte
de inspiração, espero retribuir o
amor incondicional e gratuito que
recebo diariamente.*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a *Deus*, por me envolver com pessoas espetaculares, tornando-me um ser humano melhor a cada dia.

À minha companheira, amiga, namorada e esposa *Raquel Dias Carvalho Lopes*, que teve importância fundamental na conclusão deste trabalho, na forma de apoio, motivação e privação de momentos de lazer para que eu pudesse me dedicar arduamente ao projeto.

Aos meus pais, *Luciano e Vera*, por me ensinarem que o amor e a honestidade são características imprescindíveis ao Homem, que devemos lutar sempre e desistir jamais e que puderam me proporcionar um ensino de qualidade sem o qual eu não alcançaria este sonho que estou realizando.

Aos meus irmãos, *Luciano e Leonardo*, que foram e serão meus primeiros, melhores e eternos amigos.

Às minhas cunhadas, *Ana Paula e Carolina*, por me darem a possibilidade de experimentar o amor incondicional de ser tio.

A todos os demais familiares que ajudaram a moldar todas as características que carrego comigo.

A todos os professores que tive durante a vida inteira, ensinando-me a importância do saber e do questionar.

Ao amigo e *Professor Dr. Bruno Lins*, quem me “apresentou” a Ortopedia e me ajudou a dar os primeiros passos nessa especialidade fascinante.

A todos os colegas e amigos da Faculdade de Medicina Veterinária da USP, em especial, aos membros antigos e atuais do LOTC, *Tales, Gabriel, Aline, Bianca, Renato*, que deram um pedaço de si para transformar o Laboratório em um local de excelência em ortopedia.

Aos amigos de Pós-Graduação *Leonardo, Ísis e Fernanda*, com quem tive o privilégio de conviver e compartilhar momentos ímpares. Obrigado pelo apoio

durante a pesquisa, pelos auxílios e pela parceria. Que nosso caminho continue sendo lado a lado.

Aos amigos e companheiros de estudo Leonardo e Gabriel que participaram ativamente das atividades inerentes ao projeto.

Ao amigo, Professor *Dr. Paulo Marinho Tertuliano*, por ser fonte de inspiração e intelectual nessa caminhada.

Ao Professor *Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno* pela oportunidade do mestrado e ao Professor *Dr. André Luis do Valle De Zoppa* pela dedicação, empenho e compromisso em me assumir como co-orientado, sempre disposto a sanar dúvidas e dificuldades que tive no decorrer da pesquisa.

Às professoras da anestesia, *Dr^a Denise Tabacchi Fantoni*, *Dr^a Sílvia Renata Gaido Cortopassi* e *Dr^a Aline Magalhães Ambrósio*, com quem convivi diariamente no Serviço de Cirurgia, tornando-me um profissional mais completo.

Ao Professor *Dr. Steffano Carlo Filippo Hagen*, por estar sempre à disposição e por seus questionamentos não triviais.

Às médicas veterinárias e anestesistas *Geni Fonseca Patrício* e *Patrícia Bonifácio Flor* por executarem seus trabalhos com excelência, mantendo nossos pacientes em condições adequadas de serem operados e contribuindo para o sucesso de nosso trabalho.

A todos os estagiários e residentes do Hovet USP que dividiram o saber e a mão de obra no Serviço de Ortopedia.

Ao técnico da patologia *Sr. Edson* por ceder o espaço que tornou possível a coleta das peças de estudo.

Aos enfermeiros *Otávio*, *Lelis* e *Jesus*, do Hovet, por tornarem a rotina mais leve, auxiliando quando necessário e passando conhecimentos que só a experiência é capaz de proporcionar.

Ao técnico de laboratório *César Pereira*, do IOT – FM/USP, por ter sido peça fundamental na criação e confecção do dispositivo inédito que engrateceu e tornou possível essa pesquisa.

Aos secretários da Pós-Graduação *Belarmino Ney Pereira* e *Lívia dos Santos Gimenes* por estarem na retaguarda de nossas obrigações, nos atentando para prazos e obrigações inerentes ao programa.

Aos profissionais do Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hovet que andaram lado a lado com a ortopedia, fornecendo condições para um trabalho de excelência.

Ao médico veterinário e estatístico *Mário Khuna*, que por meio de seu trabalho facilitou o entendimento dos resultados obtidos.

Aos médicos veterinários e pós-graduandos *Anderson* e *Nicole* que auxiliaram nas radiografias e densitometrias das peças utilizadas.

“O mundo não é dos espertos. É das pessoas honestas e verdadeiras. A esperteza um dia é descoberta e vira vergonha. A honestidade se transforma em exemplo para as novas gerações. Uma corrompe a vida; outra enobrece a alma.”

Chico Xavier em “Espíritos de uma nova era”

RESUMO

LOPES, L. S. **Estudo comparativo biomecânico ex vivo após estabilização curta unilateral e bilateral de segmento de coluna vertebral toracolombar de cães com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras.** 2019. 73 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

Fraturas vertebrais, luxações e deformidades da coluna vertebral possuem uma alta taxa de morbimortalidade em cães. O segmento toracolombar é o mais acometido nas fraturas, pois nele há a transição de uma porção rígida (torácica) para uma com maior mobilidade (lombar). Em muitos casos há necessidade de intervenções cirúrgicas, para promover estabilização do segmento acometido. Porém, há uma carência de pesquisas na área. Assim, muitos procedimentos utilizados são extrapolados de conhecimentos obtidos em medicina humana, como por exemplo a teoria dos três compartimentos, no qual é indicado o tratamento cirúrgico quando há comprometimento de dois ou mais compartimentos. O objetivo deste estudo foi comparar a estabilização obtida em um segmento da coluna vertebral toracolombar (T11 – L3) com a utilização de parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras (PVPHC), após a criação de um defeito na vértebra L1, simulando uma fratura com acometimento de dois compartimentos. Foram comparados quatro grupos, a saber: grupo intacto, o controle, com o segmento íntegro; grupo defeito, com lesão criada em L1; grupo unilateral, com fixação unilateral de parafusos poliaxiais nas vértebras T13 - L2, unidos por uma haste conectora e grupo bilateral, com fixação bilateral de parafusos poliaxiais nas vértebras T13 – L2, unidos por duas hastes conectoras. Utilizaram-se 13 segmentos de colunas vertebrais toracolombares de espécimes caninas, com dissecação muscular das vértebras T11 – L3, preservando-se o tecido ligamentar, com o segmento fixado a uma base de resina nas extremidades (T11-T12 e L3). Após esses procedimentos as peças foram avaliadas radiograficamente, sendo a densitometria, o fator de exclusão de espécimes com valores discrepantes ao grupo. Nos segmentos incluídos no estudo, foram mensurados, em dispositivo de análise biomecânica, três parâmetros vertebrais de movimentos; amplitude de movimento (AM), zona neutra (ZN) e zona elástica (ZE), no grupo intacto. Após, realizou-se ostectomia parcial em cunha do corpo vertebral de L1 repetindo as mensurações nos três eixos (flexão/extensão, inclinação lateral e rotação axial). Posteriormente, realizou-se a estabilização unilateral e bilateral, respectivamente, repetindo-se as mensurações em cada situação. Por fim, os resultados foram comparados estatisticamente, onde verificou-se diminuição significativa da AM na flexão/extensão do grupo bilateral em comparação ao intacto ($p= 0,0202988$) e defeito ($p= 0,0130306$); redução significativa da AM entre os grupos unilateral e bilateral em comparação aos grupos intacto ($p= 0,0136439$ e $p= 0,0005799$, respectivamente) e defeito ($p= 0,0032576$ e $p= 0,0001124$, respectivamente), no ensaio de inclinação lateral e ausência de significância estatística na torção. A ZN e ZE não tiveram significância. Sendo assim, é possível concluir que a estabilização bilateral com PVPHC, promove uma fixação significativa em coluna toracolombar e apresenta-se como uma alternativa promissora. No entanto, são necessários mais estudos com a utilização desta técnica e do dispositivo.

Palavras-chave: Fraturas vertebrais, estabilização vertebral, parafusos vertebrais poliaxiais, Amplitude de movimento.

ABSTRACT

LOPES, L. S. ***Ex vivo* biomechanical comparative study following unilateral and bilateral short thoracolumbar spine segment stabilization of dogs with polyaxial vertebral screws and connecting rods.** 2019. 73 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

Vertebral fractures, luxations and spinal deformities have high morbidity and mortality rates in dogs. The thoracolumbar segment is more prone to fractures because at this region there is a transition between a stiff segment (thoracic vertebrae) and a more mobile one (lumbar vertebrae). Surgical treatment is needed in most of the cases to fix the unstable spine segments. Nevertheless, there is a paucity of veterinary research in this area and plenty of surgical knowledge is translated from human medicine. One example is the three-compartment theory, that advocates surgical treatment in cases that present two or more vertebral compartments are compromised by the fracture. The aim of this study was to determine the biomechanical behavior of a polyaxial vertebral screw and connecting rods (PVSCR) construct on the canine thoracolumbar spinal segment (T11 - L3) after creating a two-compartment vertebral defect on L1. We compared range of motion of four groups: control group (intact spines), defect group (with the iatrogenic L1 lesion left untreated); unilateral PVSCR group (the same L1 lesion treated with an unilateral PVSCR frame extending from T13 to L2) and bilateral PVSCR frame group (treated with a bilateral T13-L2 construct frame). We harvested 13 thoracolumbar vertebral units (T11 - L3) from dog cadavers and stripped them of the musculature while preserving ligament tissues and joint capsules. The endplates of the spinal units (T11-T12 and L3) were cured and fixed to a testing jig by acrylic resin. After these procedures, bone densitometry was assessed by radiographic examinations and specimens with discrepant values compared to the group, were excluded from further analyses. We then assessed the biomechanical properties of the remaining vertebral units to determine range of motion (ROM), neutral zone (NZ) and elastic zone (EZ), at first in the intact group. Afterwards, we created a partial wedge osteotomy on the L1 vertebral body and repeated the measurements in the three axes (flexion/extension, lateral bending and axial rotation). Subsequently, unilateral and bilateral stabilization were performed, respectively, repeating the measurements for each situation. Finally, the results were statistically compared in which ROM was significantly decreased in flexion/extension ROM decrease on the treated groups (bilateral group) when compared to intact ($p= 0,0202988$) and unstable defect ($p= 0,0130306$) groups and were statistically compared in which ROM was significantly decreased in lateral bending ROM decrease on the treated groups (unilateral and bilateral group) when compared to intact ($p= 0,0136439$ e $p= 0,0005799$, respectively) and unstable defect ($p= 0,0032576$ e $p= 0,0001124$, respectively) groups. There were no statistically differences for any of the groups for torsional tests. NZ and EZ did not significantly differ among themselves. Thus, we concluded that bilateral PVSCR stabilization promotes significant spinal fixation in the thoracolumbar spine, thus it represents a promising internal fixation alternative. Nonetheless, further studies are needed to prove its clinical efficacy and device's safety.

Key-words: Vertebral fractures, vertebral stabilization, polyaxial vertebral screws, range of motion.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ANATOMIA DA VÉRTEBRA TORACOLOMBAR E DAS ESTRUTURAS ASSOCIADAS. ...	25
FIGURA 2 - DESENHOS ILUSTRATIVOS DOS PARÂMETROS DE AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE ARTICULAR.....	28
FIGURA 3 - POSIÇÕES DOS TRÊS COMPARTIMENTOS.	29
FIGURA 4 - ANALOGIAS DA ZN EM INSTABILIDADE ARTICULAR E DOR.	30
FIGURA 5 - ANALOGIA BOLA X RECIPIENTE APÓS A ESTABILIZAÇÃO.....	31
FIGURA 6 - FLUXOGRAMA DO DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	37
FIGURA 7 - FLUXOGRAMA DOS ENSAIOS.	37
FIGURA 8 - RADIOGRAFIA COM ESCALA DE DENSITOMETRIA.	38
FIGURA 9 - BOXPLOT.....	39
FIGURA 10 - INTERVALO INTERQUARTIL.....	39
FIGURA 11 - TESTE DE GRUBBS.	40
FIGURA 12 - COMPONENTES UTILIZADOS PARA A ESTABILIZAÇÃO VERTEBRAL.....	41
FIGURA 13 - GRUPOS DE ESTUDO.	43
FIGURA 14 - SEGMENTO COM DEFEITO EM CUNHA.....	44
FIGURA 15 - SEGMENTO COM FIXADOR UNILATERAL.	45
FIGURA 16 - SEGMENTO COM FIXAÇÃO BILATERAL.	46
FIGURA 17 - SEGMENTO DURANTE TESTE BIOMECÂNICO DE INCLINAÇÃO LATERAL.	47
FIGURA 18 - MÁQUINA DE ENSAIOS DE TORÇÃO OU DE EXTENSÃO/FLEXÃO OU DE INCLINAÇÃO LATERAL.	48
FIGURA 19 - DESENHO ESQUEMÁTICO DO CONJUNTO MOTRIZ.	49
FIGURA 20 - PAINEL DE CONTROLE.....	50
FIGURA 21 - PROGRAMA DE AQUISIÇÃO DO DISPOSITIVO DE ENSAIO DE COLUNA.	51

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - VARIAÇÃO DA ZONA NEUTRA ENTRE OS GRUPOS E OS ENSAIOS.	53
TABELA 2 – VARIAÇÃO DA ZONA ELÁSTICA ENTRE OS GRUPOS E OS ENSAIOS.....	56
TABELA 3 - VARIAÇÃO DA AM ENTRE OS GRUPOS E OS ENSAIOS.	58
TABELA 4 - RESULTADOS DOS ENSAIOS.	61

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA FLEXÃO/EXTENSÃO.....	54
GRÁFICO 2 – DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA INCLINAÇÃO.	54
GRÁFICO 3 – DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA TORÇÃO.	55
GRÁFICO 4 – DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS QUANTO À ZONA ELÁSTICA NA FLEXÃO/EXTENSÃO.	56
GRÁFICO 5 - DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS QUANTO À ZONA ELÁSTICA NA INCLINAÇÃO.	57
GRÁFICO 6 - DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS QUANTO À ZONA ELÁSTICA NA TORÇÃO.	57
GRÁFICO 7 - DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA FLEXÃO/EXTENSÃO.....	59
GRÁFICO 8 - DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA INCLINAÇÃO.....	59
GRÁFICO 9 - DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NA TORÇÃO.	60

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	20
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	23
2.1. ANATOMIA DA COLUNA VERTEBRAL TORACOLOMBAR DE CÃES.....	23
2.2. BIOMECÂNICA DA COLUNA TORACOLOMBAR.....	26
2.3. CONCEITO BIOMECÂNICO DA ESTABILIZAÇÃO VERTEBRAL.....	28
2.4. ESTABILIZAÇÕES VERTEBRAIS	30
2.5. FIXAÇÃO COM PARAFUSOS VERTEBRAIS	31
3. OBJETIVOS	34
4. MATERIAL E MÉTODO	35
4.1. ASPECTOS DE BIOÉTICA	35
4.2. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	35
4.2.1. ESPÉCIMES E AMBIENTE DE EXPERIMENTAÇÃO	35
4.2.2. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	36
4.2.3. CRITÉRIOS DE NÃO INCLUSÃO	36
4.2.4. CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	36
4.2.5. FLUXOGRAMA EXPERIMENTAL	37
4.2.6. DA DENSITOMETRIA	38
4.2.7. TÉCNICA CIRÚRGICA	40
4.2.8. GRUPOS EXPERIMENTAIS	41
4.2.9. PREPARO DO GRUPO DEFEITO	43
4.2.10. PREPARO DO GRUPO UNILATERAL	44
4.2.11. PREPARO DO GRUPO BILATERAL	45
4.2.12. TESTES DE FLEXIBILIDADE MULTIDIRECIONAL.....	46
4.2.13. DO DISPOSITIVO.....	47
4.2.14. ANÁLISE ESTATÍSTICA	51
5. RESULTADOS.....	53
6. DISCUSSÃO	62
7. CONCLUSÃO.....	66
8. REFERÊNCIAS	67

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

%	Percentual
°	Grau
°/s	Grau por segundo
° C	Grau Celsius
ANOVA	Analysis of variance
AM	Amplitude de Movimento
Bit	Binary Digit
CEUA	Comissão de Ética no Uso de Animais
DV	Dorso Ventral
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
FMVZ/USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
HC	Hospital das Clínicas
HC/FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HOVET	Hospital Veterinário
IIQ	Intervalo Interquartil
IOT	Instituto de Ortopedia e Traumatologia
Kg	Quilograma
LIM/IOT	Laboratório de Investigação Médica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia
L1	Primeira Vértebra Lombar
L2	Segunda Vértebra Lombar
L3	Terceira Vértebra Lombar
LL	Latero lateral
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LOTCC	Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada
mm	Milímetro

Mm/Al	Milímetro de Alumínio
MUEM	Máquina Universal de Ensaio Mecânico
N.m	Newton metro
P	Nível de significância
PMMA	Polimetilmetacrilato
PVP	Parafuso Vertebral Poliaxial
PVPHC	Parafuso Vertebral Poliaxial com Haste Conectora
T1	Primeira Vértebra Torácica
T10	Décima Vértebra Torácica
T11	Décima Primeira Vértebra Torácica
T12	Décima Segunda Vértebra Torácica
T13	Décima Terceira Vértebra Torácica
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
USP	Universidade de São Paulo
V	Volts
W	Watts
Zc	Valor Crítico
ZE	Zona Elástica
ZN	Zona Neutra

1. INTRODUÇÃO

Traumas medulares estão entre os acometimentos neurológicos mais frequentes e graves na clínica veterinária. Apesar de terem um componente mecânico que atua diretamente na medula, há uma sequência de eventos bioquímicos, vasculares e inflamatórios que resultam em lesões teciduais secundárias, levando a danos progressivos do tecido neuronal com consequências frequentemente desastrosas e irreversíveis à função motora e sensitiva do animal, podendo suceder ao óbito ou à necessidade de eutanásia do paciente (FEHLINGS; PERRIN, 2006; ARAÚJO; ARIAS; TUDURY, 2009; OLBY, 2010; DIFAZIO; FLETCHER, 2013; CHARLES; STEIB, 2015).

A instabilidade vertebral está intimamente relacionada com os componentes mecânicos supramencionados, e geralmente é ocasionada por fraturas, luxações e subluxações vertebrais, decorrentes de traumas, dos quais os mais comuns em cães são os acidentes automobilísticos, quedas, mordeduras e ferimentos por projéteis de arma de fogo (BAGLEY, 2000; DENNY; BUTTERWORTH, 2000; FLUEHMANN; DOHERR; JAGGY, 2006; BRUCE; BRISSON; GYSELINCK, 2008; BALI et al., 2009).

A região da coluna vertebral mais acometida é a toracolombar, mais precisamente na transição das vértebras torácicas com as lombares (SHORES, 1992; DENNY; BUTTERWORTH, 2000; FLUEHMANN; DOHERR; JAGGY, 2006; DA COSTA; MOORE, 2010; JEFFERY, 2010), pois existe uma concentração de estresse na região, marcada pela transição de um segmento rígido, fortalecido pelas costelas, por outro relativamente instável (SHORES, 1992; BRUECKER, 1996; DENNY; BUTTERWORTH, 2000; KINNS et al., 2006; CHARLES; STEIB, 2015).

O tratamento desses pacientes visa proporcionar ambiente adequado para a recuperação do tecido nervoso lesionado, além de prevenir possíveis danos adicionais. Sendo assim, há a possibilidade de tratamento conservativo ou intervenção cirúrgica, definidos de acordo com o grau de instabilidade vertebral e compressão medular, evidenciados por avaliações neurológicas e exames de imagem (SHORES, 1992; BRUECKER, 1996; KINNS et al., 2006; JEFFERY, 2010; CHARLES; STEIB, 2015; FILHO; SIMÕES; PRADO, 2016).

Numerosas classificações de fraturas em vértebras vêm sendo estabelecidas no intuito de correlacionar a fratura com certo grau de mobilidade e assim determinar se é necessário o tratamento cirúrgico ou apenas o conservativo (WHITESIDES, 1977; DENIS, 1983; MAGERL et al., 1994). Além disso, também há uma correlação com o tipo de implante, sua configuração e os tipos de movimentos que a técnica é capaz de anular (FERGUSON et al., 1988).

Durante décadas, diversas técnicas cirúrgicas têm sido desenvolvidas e utilizadas acerca da estabilização vertebral (PEREZ-ORRIBO et al., 2014). Na medicina veterinária são descritas em cães placas nos corpos vertebrais, placas nos processos espinhosos, pinos nas facetas articulares, fixadores externos e pinos ou parafusos combinados com Polimetilmetacrilato (PMMA), sendo esta última a mais comumente utilizada (HALL et al., 2015; STURGES et al., 2016). No entanto, apesar de amplamente aplicada, a utilização do PMMA gera risco maior de infecção e danos ocasionados durante a polimerização do material, que pode gerar lesão térmica nos tecidos moles adjacentes (PFEIFFER; ABERNATHIE, 2007). Acrescenta-se o fato de haver maior dificuldade em remover o implante, em caso da necessidade de uma revisão cirúrgica ou infecção.

Em medicina humana, parafusos poliaxiais e hastes conectoras, por não terem os inconvenientes do PMMA têm sido amplamente utilizados em instabilidade nas regiões lombares e torácicas (DEVIREN et al., 2005; PEREZ-ORRIBO et al., 2014; KOKTEKIR et al., 2015). Porém, a melhor opção para o tratamento cirúrgico, apesar do maior conhecimento biomecânico, permanece controversa. Até hoje, nenhum método provou ser o mais adequado para o tratamento de todos os tipos de lesões da coluna vertebral (SHORES, 1992; JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2006; PEREZ-ORRIBO et al., 2014; ÖKTEN et al., 2015; FILHO; SIMÕES; PRADO, 2016). Não existe uma configuração ideal estabelecida, em relação a quantidade necessária de parafusos para atingir uma estabilização adequada (BRODKKE et al., 2001; ÖKTEN et al., 2015).

Configurações curtas, que compreendem apenas a primeira vértebra cranial e a primeira caudal ao foco da instabilidade, possuem as vantagens de proporcionar uma maior facilidade de aplicação com menor quantidade de

material, menor perda sanguínea e menor incisão cirúrgica (ÖKTEN et al., 2015).

Este estudo biomecânico, avaliou e comparou a estabilização curta adquirida após a fixação com parafusos vertebrais poliaxiais e hastes conectoras (PVPHC) de forma unilateral e bilateral em segmento de coluna vertebral toracolombar de cães, após realizar defeito na primeira vértebra lombar (L1).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. ANATOMIA DA COLUNA VERTEBRAL TORACOLOMBAR DE CÃES

A coluna vertebral consiste de um conjunto de vértebras, unidas de forma estável, porém não rígido, que fortalece o eixo corpóreo, contribuindo para a manutenção postural e proteção da medula espinhal, além de estruturas acessórias dentro do canal central (KÖNIG; LIEBICH, 2002; DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, 2004; BUDRAS et al., 2007).

Via de regra, o cão tem sete vértebras cervicais, treze torácicas, sete lombares, três sacrais e um número médio de vinte vértebras caudais, que pode variar conforme diferentes raças (EVANS; DE LAHUNTA, 1993; DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, 2004; SHARP; WHEELER, 2004; BUDRAS et al., 2007; PARENT, 2010).

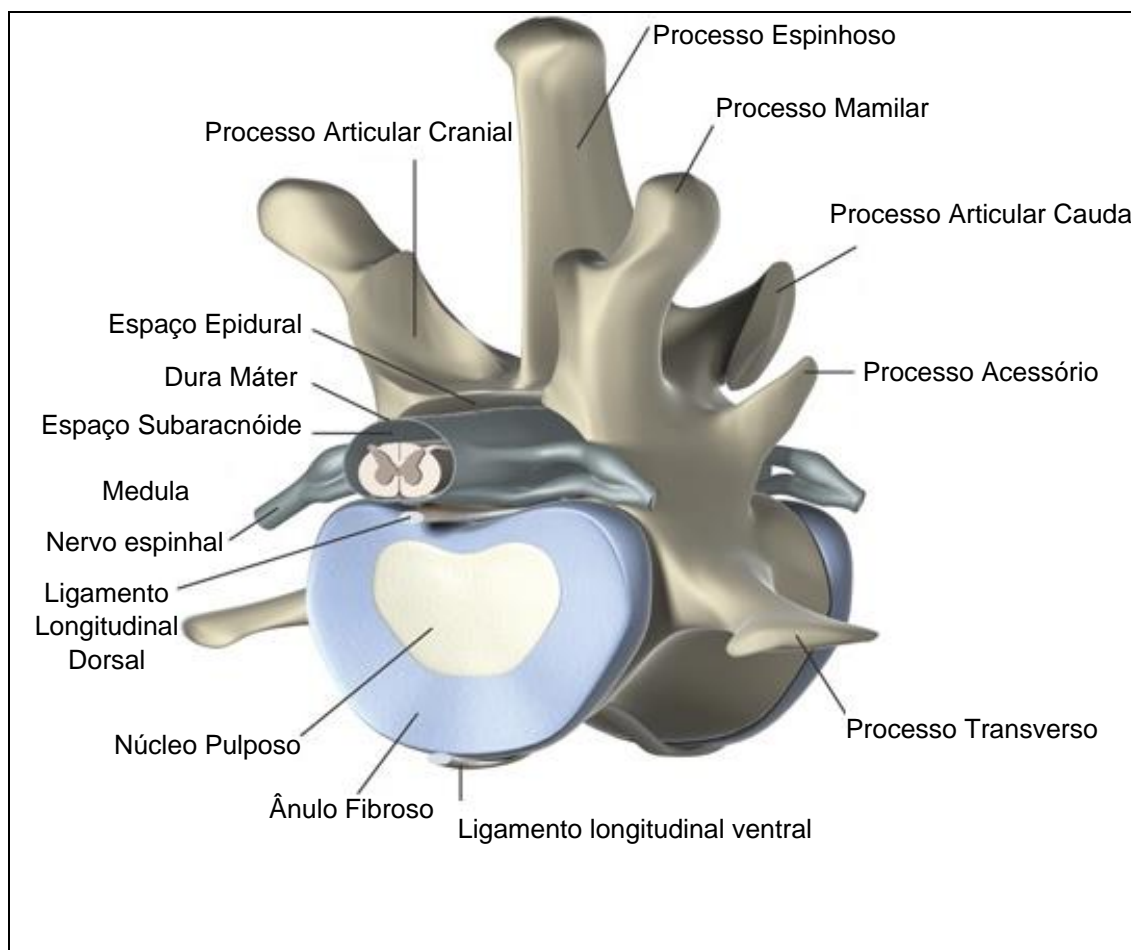
Cada unidade da coluna é composta por estruturas ósseas e tecidos conectivos, como ligamentos, disco intervertebral, cápsula articular e cartilagem (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2006; IORIO; JAKOI; SINGLA, 2016). O segmento da coluna que compreende o espaço entre a terceira vértebra torácica e a terceira vértebra lombar (T3-L3) é denominado de coluna vertebral toracolombar (PARENT, 2010; DEWEY; DA COSTA, 2016), sendo caracterizado por grandes diferenças entre seus componentes, visto que as vértebras torácicas possuem processos espinhosos mais proeminentes em comparação às lombares, corpos curtos com extremidades achatadas, facetas costais, em ambas extremidades, processos transversos curtos e grossos e processos articulares mais baixos.

A medida, que se aproxima da porção final das vértebras torácicas, elas apresentam uma mudança repentina, na orientação caudodorsal (T1 a T10) para craniodorsal (T12 e T13), sendo o processo espinhoso em T11, denominado de anticlinal. Por fim, as vértebras lombares, apresentam corpo vertebral maior e mais uniforme, além de ausência de facetas costais e processos transversos longos e achatados projetando-se lateralmente (DYCE,

K. M.; SACK, W. O.; WENSING, 2004; SHARP; WHEELER, 2004; TOBIAS; JOHNSTON, 2012).

Apesar da grande variação quanto à função a que cada vértebra está sujeita em diferentes regiões, estas são compostas pelo corpo vertebral, arco vertebral (pedículo direito, esquerdo e lâmina) e processos vertebrais (processo transverso, espinhoso, articular, acessório e mamilar) (Figura 1). Os processos transversos surgem da junção do pedículo e do corpo e se estendem lateralmente e craniolateralmente ao longo da coluna vertebral lombar. Os processos articulares oriundos do pedículo (cranial e caudal) formam articulações sinoviais com vértebras adjacentes e os processos acessórios prolongam-se caudolateralmente dos pedículos e são o local de fixação do tendão do músculo longissimus lumborum (SHARP; WHEELER, 2004; JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2006; TOBIAS; JOHNSTON, 2012).

Figura 1 - Anatomia da vértebra toracolombar e das estruturas associadas.



Fonte: Adaptado de DEWEY; DA COSTA, 2016.

O arco vertebral e o corpo da vértebra formam um pequeno tubo chamado forame vertebral. Todos os forames vertebrais se alinham para formar o canal vertebral, no qual a medula aloja-se estreitamente na porção toracolombar do canal. As vértebras são separadas entre si por discos intervertebrais, que são constituídos por um anel fibroso externo, feito de lamelas concêntricas de colágeno que circundam o núcleo central pulposso, fornecendo suporte biomecânico e permitindo movimento multidirecional; uma estrutura interna gelatinosa, denominada núcleo pulposso, envolta pelo ligamento longitudinal ventral e dorsal, respectivamente; e uma placa de extremidade cartilaginosa a qual anexa o anel externo à placa óssea final, permitindo a entrada de nutrientes para o disco avascular. A retenção de núcleo no anel fibroso absorve o impacto e difunde forças compressivas, as quais a coluna está sujeita, sobre uma porção mais ampla das vértebras

(EVANS; DE LAHUNTA, 1993; DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, 2004; SHARP; WHEELER, 2004; BUDRAS et al., 2007; TOBIAS; JOHNSTON, 2012).

2.2. BIOMECÂNICA DA COLUNA TORACOLOMBAR

O conhecimento biomecânico é de suma importância para o entendimento da etiologia e tratamentos dos distúrbios da coluna vertebral. A compreensão das anomalias espinhais requer primeiramente o discernimento dos movimentos normais da articulação (PANJABI et al., 1983, 1995; IORIO; JAKOI; SINGLA, 2016).

A coluna vertebral é naturalmente sujeita a diferentes forças, sendo elas, a compressão, tração, torção, lateralização e flexão-extensão (SHORES, 1992; JEFFERY, 2010).

O corpo vertebral é a principal estrutura responsável pelo suporte da carga axial, com significativo papel na estabilização em todos os movimentos aos quais a coluna está sujeita. Adjacente, há o disco intervertebral que por sua vez, absorve a carga, podendo tolerar por ciclos prolongados, além de promover flexibilidade e estabilidade rotacional, sem contribuir na estabilidade lateral. As facetas articulares, juntamente com a lâmina dorsal e os pedículos, têm grande importância na estabilização rotacional. Os músculos e ligamentos também auxiliam na estabilidade, visto que as facetas limitam o grau de movimento conforme sua orientação, e os demais, por contato íntimo com os processos e corpos vertebrais, dão sustentação às vértebras. O processo espinhoso promove pouca influência na estabilidade da coluna (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2006; MIELE et al., 2018).

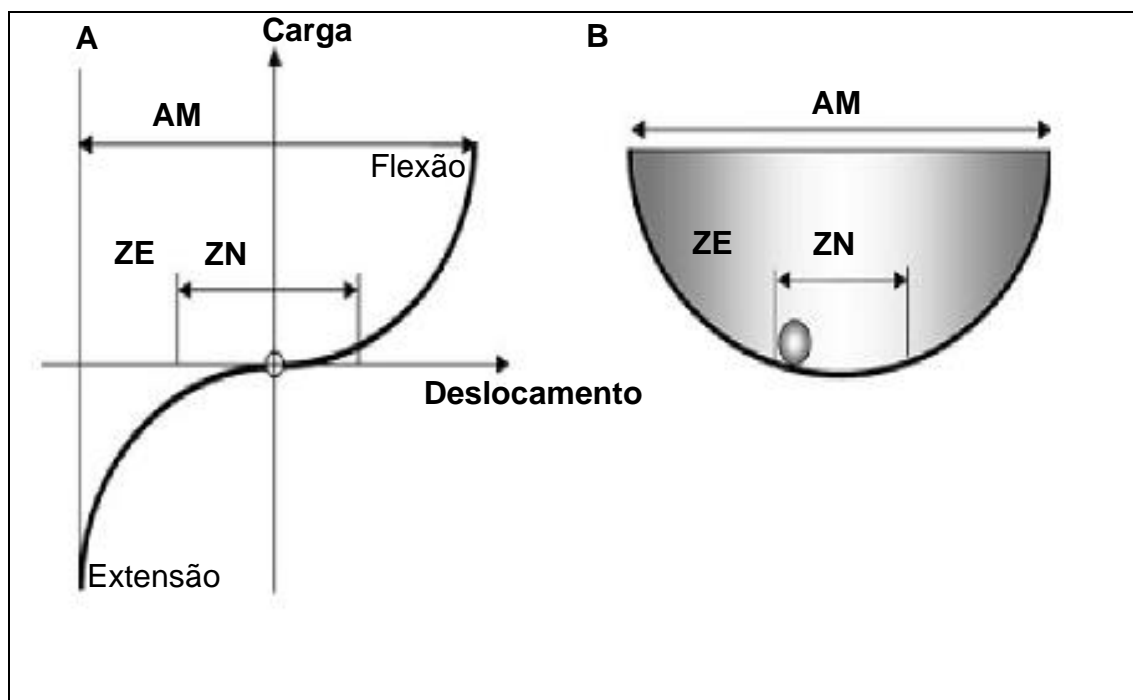
As vértebras torácicas possuem pequenas facetas articulares que promovem pequena resistência às forças de torção, mas os ligamentos associados com os processos espinhosos largos e a presença das costelas, limitam as movimentações vertebrais nos três planos. Em contrapartida, as vértebras lombares são mais móveis. Sendo assim, a região de transição (T10-L2), da coluna torácica cifótica para a coluna lombar lordótica, gera um movimento em dobradiça (braço de alavanca) sobre a região anterior do corpo vertebral, gerando instabilidade e deformidade cifótica progressiva da coluna

vertebral, correspondendo a aproximadamente 50% das fraturas espinhais em cães e gatos (DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, 2004; JEFFERY, 2010; SONAGLI et al., 2011).

Para facilitar o estudo biomecânico das estruturas vertebrais, utilizam-se segmentos vertebrais curtos, submetidos a movimentos comuns à coluna vertebral. Baseando-se nos três eixos (x, y e z) que passam pelo centro de rotação da vértebra, há doze movimentos potenciais, ao qual a vértebra está sujeita (IORIO; JAKOI; SINGLA, 2016). Cada movimento é dividido em duas fases, sendo a primeira a zona neutra (ZN) e a seguinte a zona elástica (ZE). A ZN é o intervalo de movimento de uma articulação, onde há pouca resistência, ou seja, maior deslocamento angular com menor torque. A ZE é o intervalo de movimento onde há gradual resistência, exigindo assim, maior força para a movimentação articular. A somatória dos dois intervalos, que é o deslocamento total da articulação, resulta na amplitude de movimento (AM) (Figura 2A). Estudos têm mostrado que a ZN é o melhor parâmetro indicativo de instabilidade do sistema espinhal (PANJABI, 1992).

Panjabi, fez uma analogia (Figura 2B) correlacionando a movimentação de um segmento de coluna vertebral, com a movimentação de uma bola no interior de um recipiente semicircular, onde a região central (plana), seria equivalente à ZN e a região mais inclinada, equivalente à ZE, sendo a AM a somatória de ambas, ou seja, o raio do semicírculo. Sendo assim, nessa analogia, não existe a necessidade de muita energia para promover a movimentação da bola na ZN, o que, por sua vez, não ocorre na ZE, ou melhor, é requerida uma maior energia para movimentar mais a bola (PANJABI, 1992).

Figura 2 - Desenhos ilustrativos dos parâmetros de avaliação da estabilidade articular.



Fonte: Adaptado de PANJABI, 2003.

A – Gráfico carga x deslocamento, indicando a AM, ZN e ZE. B – Gráfico análogo da curva carga x deslocamento, onde a bola representa a articulação, sendo a ZN a área central em que não é necessária uma grande carga para promover o deslocamento e ZE a região em que quanto mais próximo da extremidade, maior a carga necessária para promover o deslocamento oposto à ZN.

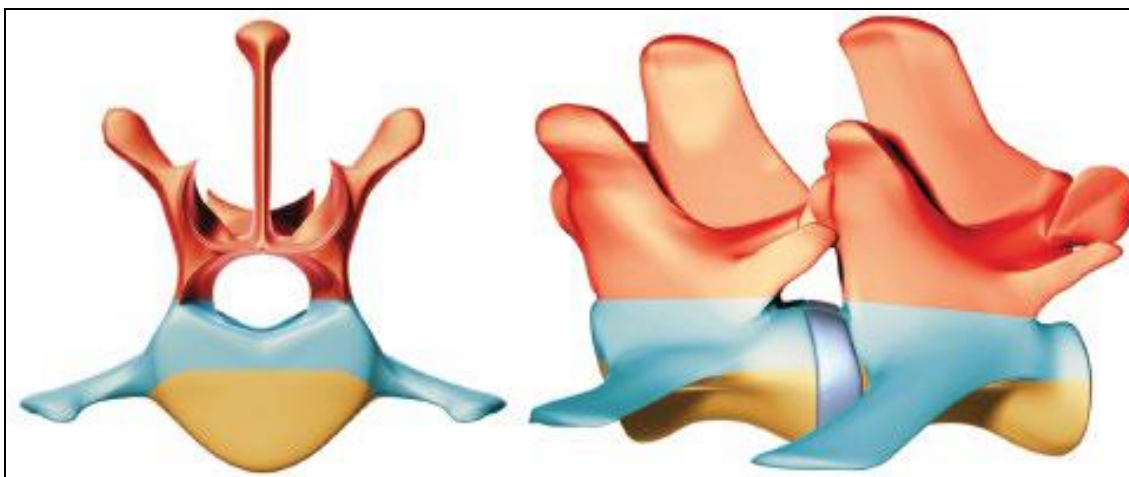
2.3. CONCEITO BIOMECÂNICO DA ESTABILIZAÇÃO VERTEBRAL

Em medicina humana, desde meados da década de 30, estudos vêm sendo realizados no intuito de classificar os diferentes tipos de fraturas que acometem a coluna vertebral toracolombar, assim como o momento correto de intervir na estabilização de segmentos vertebrais fraturados (WHITESIDES, 1977; DENIS, 1983; MAGERL et al., 1994; DENNIS; TAK, 2011).

Entre os mais populares sistemas de classificação de fraturas, o segmento vertebral foi dividido em três compartimentos (Figura 3), sendo o anterior/ventral composto pelo ligamento longitudinal anterior/ventral, porção anterior/ventral do corpo vertebral e do disco intervertebral; o médio, pelo porção posterior/dorsal do disco intervertebral e do corpo vertebral juntamente com o ligamento longitudinal posterior/dorsal; e por último, o posterior/dorsal, composto pelo arco posterior/dorsal, ligamento supra-espinhoso, inter-espinhoso, amarelo e cápsula articular. Neste trabalho, foi concluído que o

acometimento de dois ou mais compartimentos da coluna, geraria instabilidade, necessitando assim de intervenção cirúrgica no intuito de promover estabilização (DENIS, 1983, 1984). Em 1990, tal conceito foi então trazido e adaptado para a Medicina Veterinária (WONG, 1980; SHORES; BRAUND; BRAWNER JR, 1990).

Figura 3 - Posições dos três compartimentos.

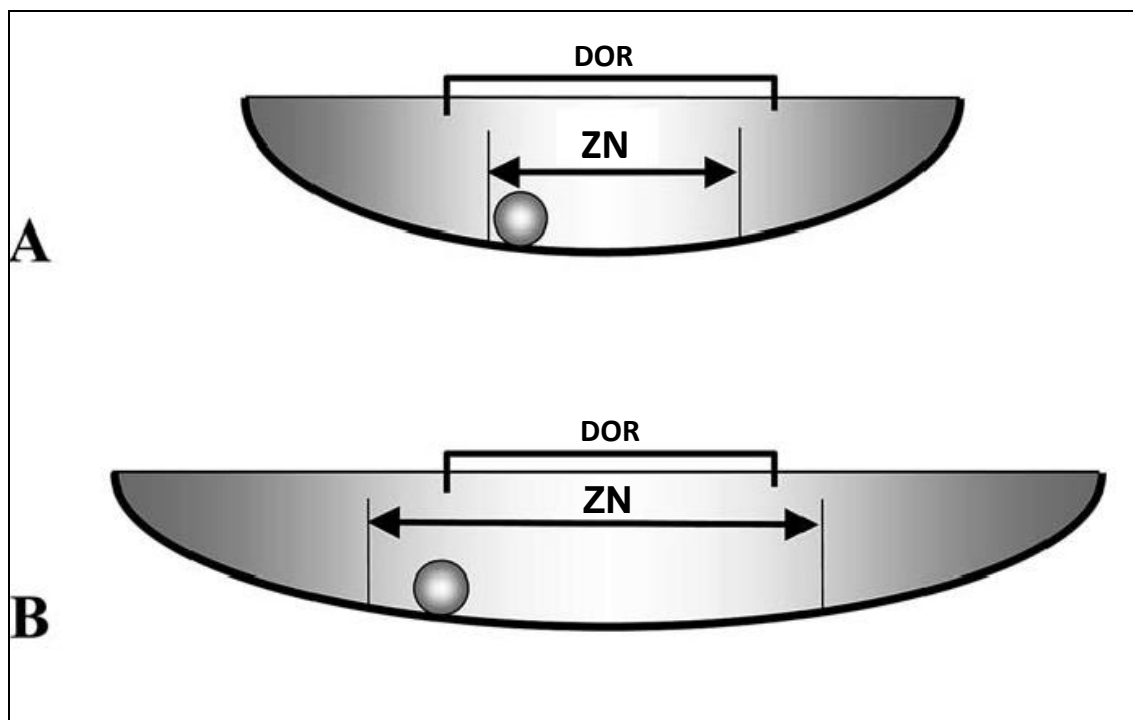


Fonte: HETTLICH, 2017.

Amarelo – Compartimento ventral. Azul – Compartimento médio. Vermelho – Compartimento dorsal.

A instabilidade vertebral foi definida como uma diminuição significativa na capacidade de manter a ZN dentro dos limites fisiológicos (Figura 4A) para que não haja disfunção neurológica, nenhuma deformidade maior e nenhuma dor incapacitante. Ou seja, a instabilidade articular, promove um aumento da ZN (Figura 4B) fora dos limites fisiológicos (PANJABI, 1992).

Figura 4 - Analogias da ZN em instabilidade articular e dor.



Fonte: Adaptado de PANJABI, 2003.

A – Analogia bola x recipiente em articulação íntegra, onde a dor existe apenas na região da ZE, ou seja, após movimento “forçado”. B – Analogia bola x recipiente em articulação instável, onde a instabilidade aumenta a ZN, acarretando dor em região da ZN, a qual demanda pouca carga.

2.4. ESTABILIZAÇÕES VERTEBRAIS

Técnicas de estabilizações cirúrgicas são relatadas na medicina humana desde 1891, quando Hadra utilizou pela primeira vez, fixação interna em pacientes com instabilidade vertebral (PEREZ-ORRIBO et al., 2014). Desde este período, diversos estudos vêm sendo realizados, aprimorando cada vez mais a técnica e tentando estabelecer um melhor método para cada situação (VOSS; MONTAVON, 2004; YÜCESOY et al., 2008; YILMAZ et al., 2015; STURGES et al., 2016).

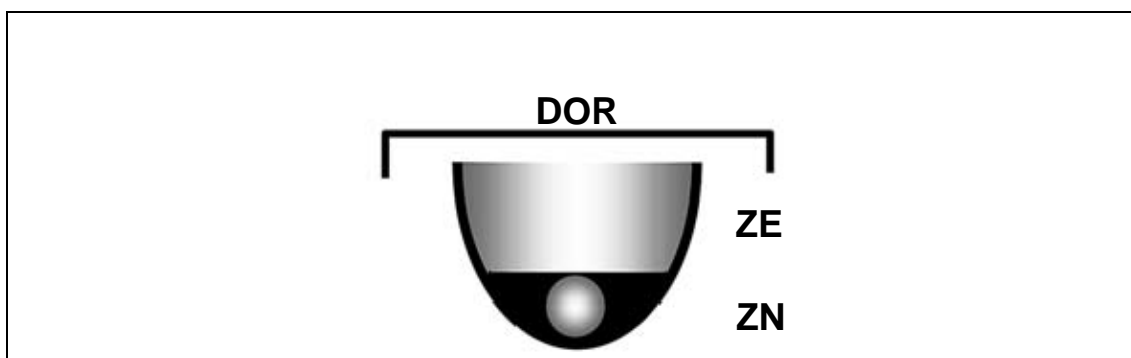
Dentre as técnicas desenvolvidas, as estabilizações com parafusos pediculares têm sido usadas comumente, podendo ser considerados como padrão ouro na fixação interna da coluna vertebral (GAINES, 2000), promovendo estabilidade e rigidez quando utilizados na região posterior das vértebras torácicas, lombares e sacrais (YUAN et al., 1994). No entanto, pouco

se sabe a respeito da rigidez necessária para uma fusão intervertebral adequada, porém sabe-se que há uma relação direta entre rigidez e taxa de fusão (YILMAZ et al., 2015).

Em medicina veterinária é comum a adoção de procedimentos já validados em humanos, não sendo diferente para os casos de estabilizações vertebrais. Dessa maneira, o primeiro relato na medicina veterinária foi descrito em 1956 por Hoerlein (HOERLEIN, 1979), seguido posteriormente por demais cirurgias que descreveram a utilização de placas metálicas fixas aos processos espinhosos por meio de parafusos (WONG, 1980; VOSS; MONTAVON, 2004; YÜCESOY et al., 2008). Atualmente, uma variedade de técnicas também têm sido adotadas, com destaque para a utilização de pinos e/ou parafusos associados com PMMA, tido como o padrão ouro (STURGES et al., 2016).

Segundo Panjabi (2003), a estabilização cirúrgica vertebral, promove uma menor ZN em comparação à articulação íntegra, acarretando assim em maior estabilidade e diminuição da dor, visto que a mobilidade reduzida evita a “zona de dor” (Figura 5).

Figura 5 - Analogia bola x recipiente após a estabilização.



Fonte: Adaptado de PANJABI, 2003.

2.5. FIXAÇÃO COM PARAFUSOS VERTEBRAIS

Descrita pela primeira vez por Boucher em 1959, e popularizada nos anos 60 por Roy Camille, a técnica de fixação com parafusos vertebrais fixados no pedículo vem evoluindo da era dos parafusos pediculares, associados a

placas, para a era dos parafusos pediculares associados às hastes conectoras (SUK; KIM, 2016).

Estes sistemas requerem alinhamento preciso das cabeças dos parafusos para permitir a incorporação das hastes de bloqueio. Isso gera a necessidade de ajustes adicionais do posicionamento do parafuso no transoperatório, podendo comprometer sua fixação. Mediante este impasse, surgiram sistemas de parafusos com cabeças que continham graus adicionais de liberdade (poliaxiais) fornecendo flexibilidade ao cirurgião na aplicação do aparato, com rigidez equivalente à atingida com parafusos monoaxiais, além de proporcionar maior facilidade na aplicação (SHEPARD et al., 2002).

Em relação aos aparatos utilizados, tem-se os parafusos poliaxiais, subdivididos em cabeça, colo e corpo, e as barras conectoras. Cada parte do parafuso possui uma importância biomecânica. O corpo pode ser cônico ou cilíndrico, variando também o passo de rosca, assim como a alma e seu diâmetro. No caso de parafusos monoaxiais, a região mais frágil é o colo e nos poliaxiais é o acoplamento entre a cabeça do parafuso e o corpo (CHO; CHO; WU, 2010). Já as hastes são cilindros de titânio que conectam as vértebras fusionadas pela região do acoplamento da cabeça dos parafusos.

Análises tomográficas das colunas vertebrais de cães adultos, evidenciaram, que das últimas quatro vértebras torácicas (T10 a T13) em sentido às vértebras lombares, a angulação de introdução do parafuso aumenta, sendo aproximadamente 45° em T13 e 60° em L1. Além disso, devido à proximidade de vasos importantes, na região das últimas vértebras torácicas, deve-se evitar que o parafuso ultrapasse a cortical oposta, embora haja uma menor resistência ao cisalhamento quando o parafuso não atinge a segunda cortical (WATINE et al., 2006).

Apesar de ser mais segura a avaliação do corredor cirúrgico por meio de tomografia, pode-se utilizar parafusos de 3,5 mm de diâmetro para cães de médio e grande porte e parafusos de 2,0 mm ou 2,7 mm de diâmetro para cães de pequeno porte e gatos (HETTLICH, 2017).

O método mais utilizado é a fixação de dois ou mais níveis craniais e caudais à fratura, de forma a conseguir maior estabilidade e impedir a deformidade da coluna vertebral toracolombar, visto que as taxas de fusões maiores são alcançadas com segmentos mais rígidos (BRODKE et al., 2001).

No entanto, a técnica de fixação curta com a utilização do pedículo da vértebra fraturada vem se apresentando como uma boa opção para o tratamento, uma vez que evita a degeneração de segmentos adjacentes, evita a desmineralização óssea, ocasionada pela rigidez excessiva e também diminui a agressão de partes moles por possibilitar um acesso menos extenso (BRODKE et al., 2001; YÜCESOY et al., 2008; HÜBNER et al., 2011; YILMAZ et al., 2015).

Todavia, vale ressaltar que o grau de rigidez necessário ao êxito de uma instrumentação com parafusos pediculares para a obtenção da artrodese ainda não está definido na literatura (DE MOURA FRANÇA et al., 2010). Porém busca-se uma rigidez mínima, necessária para proporcionar uma taxa de fusão adequada, sem os inconvenientes acima mencionados (BRODKE et al., 2001; YÜCESOY et al., 2008; YILMAZ et al., 2015).

3. OBJETIVOS

Comparar a biomecânica dos quatro grupos. Tal comparação será baseada na rigidez obtida ao sistema submetido às forças de extensão/flexão, lateralização e rotação. Para tal, serão avaliados os parâmetros: amplitude de movimento, zona neutra e zona elástica.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. ASPECTOS DE BIOÉTICA

Todos os procedimentos realizados foram submetidos à Comissão de ética no uso de animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (CEUA Nº 8680240717), e efetuados de acordo com os preceitos éticos estabelecidos para os animais de experimentação.

4.2. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O estudo foi realizado de forma prospectiva, comparativa e parcialmente aleatória.

4.2.1. Espécimes e ambiente de experimentação

Foram coletados, no Serviço de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ/USP), 13 segmentos de colunas vertebrais (T11-L3) de cadáveres caninos esqueleticamente maduros e peso entre 18 – 27 Kg, sem predileção por raça ou sexo, que vieram a óbito por condições não relacionadas ao estudo. Os segmentos tiveram os ligamentos circundantes preservados, sendo acondicionados em saco plástico a -25°C. Posteriormente, as extremidades dos segmentos (T11-T12 e L3) foram fixadas com PMMA para acomodação no aparelho de ensaio biomecânico.

Todas as peças foram radiografadas em projeções dorsoventrais (DV) e laterolaterais (LL) com a utilização de uma escala de alumínio, que propiciou o cálculo da densitometria, permitindo a exclusão de espécimes que apresentassem qualquer anormalidade anatômica ou doença ortopédica que alterasse a densidade óssea, comprometendo suas propriedades biomecânicas.

O preparo das amostras foi realizado no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada (LOTCC) da FMVZ/USP.

Os ensaios biomecânicos foram executados na máquina universal de ensaios mecânicos (MUEM) no Setor de Biomecânica do Laboratório de Investigação Médica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (LIM/IOT) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP).

4.2.2. Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo, 13 segmentos de colunas vertebrais toracolombares de cães esquelicamente maduros (a partir de 2 anos de idade) com peso corporal entre 15 kg e 30 kg, não havendo predileção por raça ou sexo.

4.2.3. Critérios de não inclusão

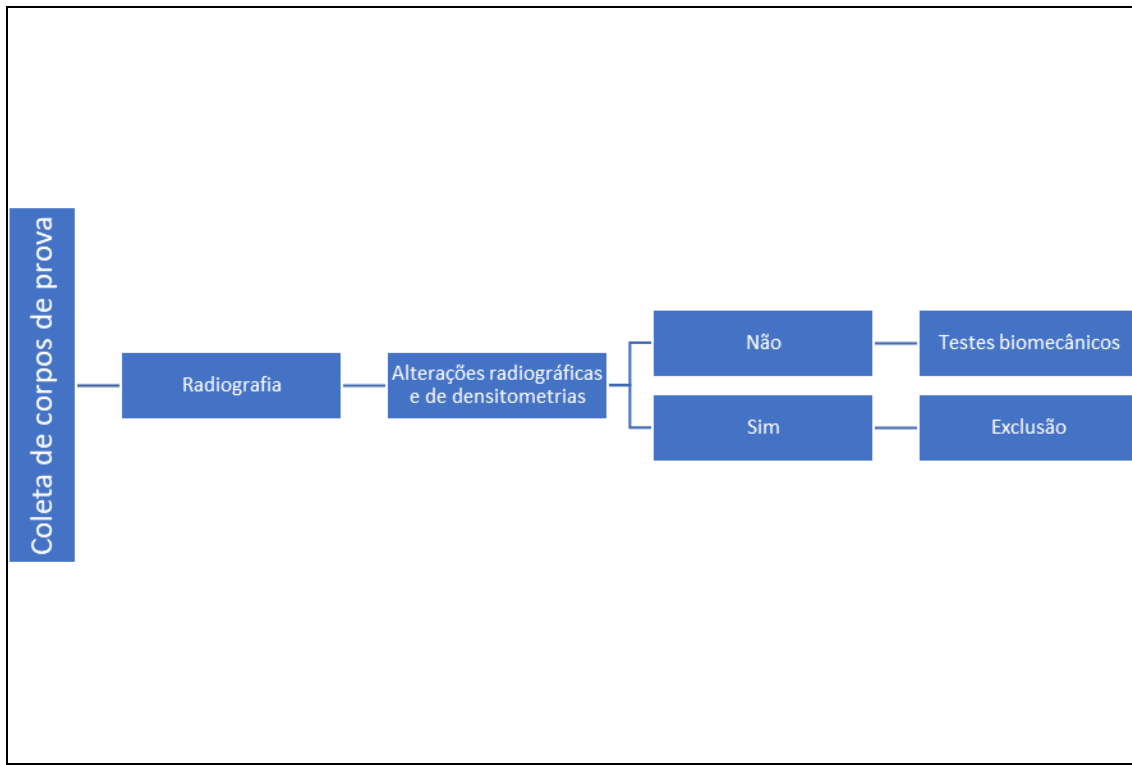
Animais com histórico de doenças ósseas, neoplasias, fraturas, luxações e subluxações em coluna toracolombar.

4.2.4. Critérios de exclusão

Animais que apresentaram alterações radiográficas em coluna toracolombar e densitometria óssea discrepante do grupo.

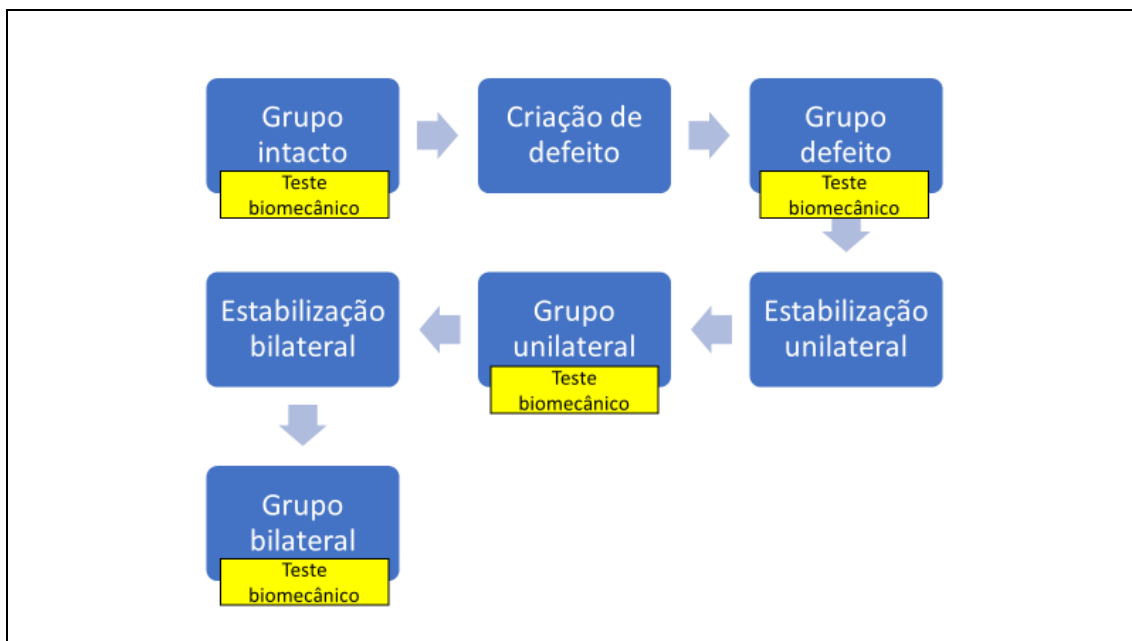
4.2.5. Fluxograma experimental

Figura 6 - Fluxograma do delineamento experimental.



Fonte: LOPES, 2019.

Figura 7 - Fluxograma dos ensaios.

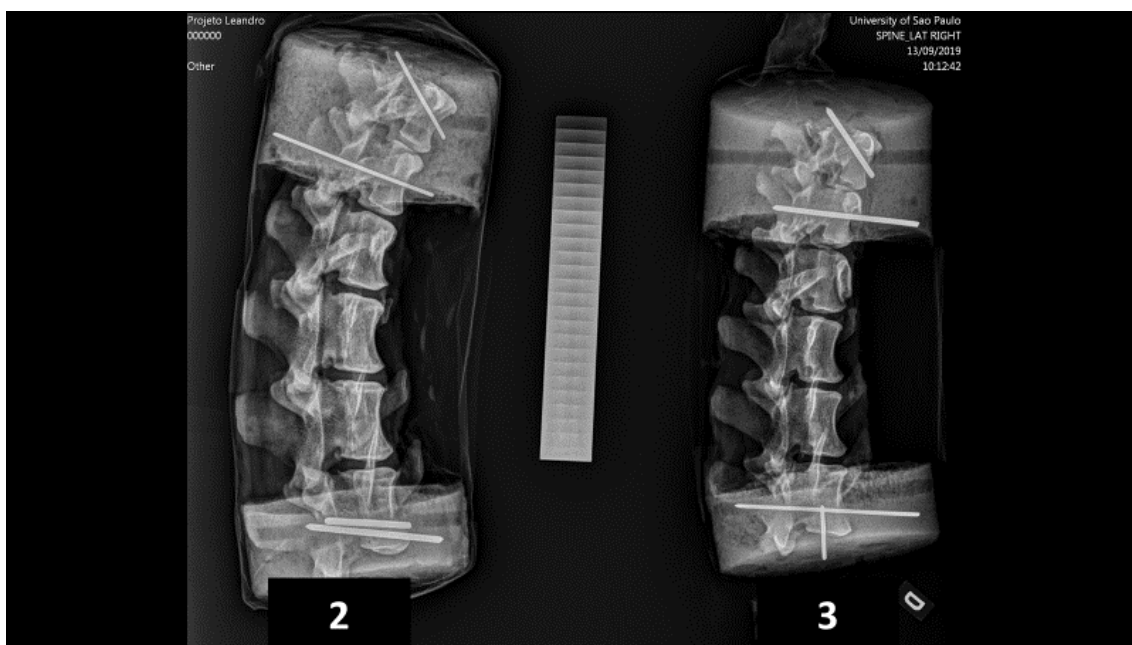


Fonte: LOPES, 2019.

4.2.6. Da densitometria

A densitometria foi realizada após a radiografia das peças junto a uma escala de alumínio contendo 25 graus diferentes de radiopacidade, que variavam a radiopacidade conforme a espessura do degrau, variando 1 mm de alumínio a cada grau (Figura 8).

Figura 8 - Radiografia com escala de densitometria.

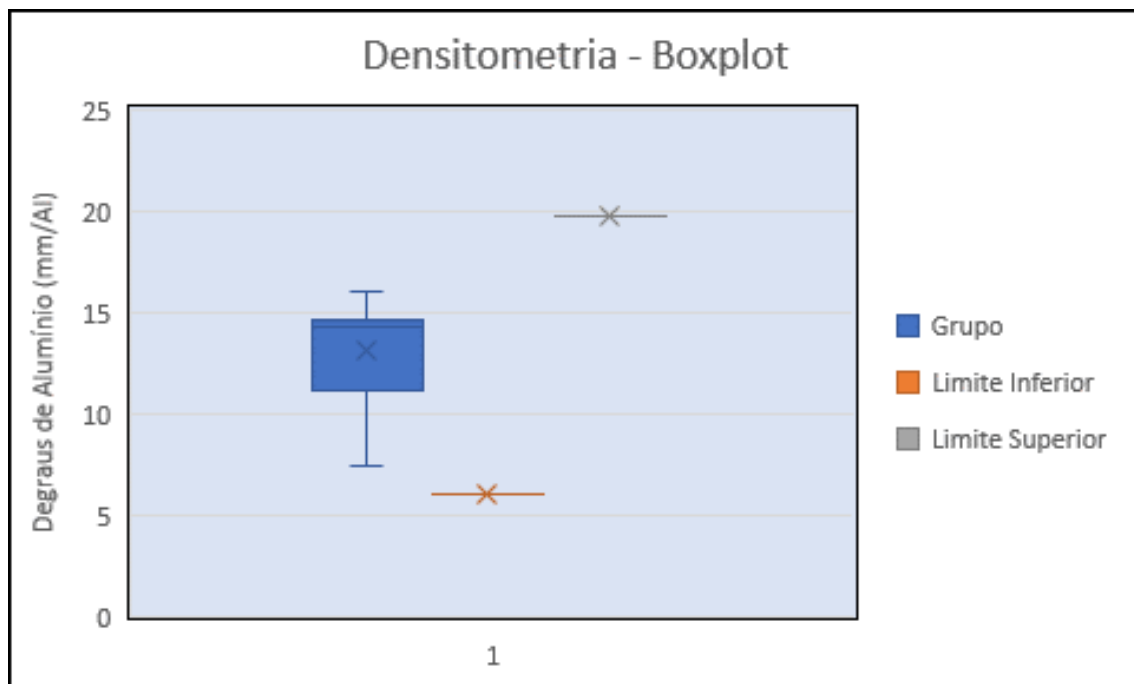


Fonte: LOPES, 2019.

Utilizou-se um software (*imageJ*), que mediu a radiopacidade de cada degrau da escala e do segmento (T13 a L2) de interesse na projeção LL. Com isso, foi possível observar a radiopacidade do segmento que correspondia à escala.

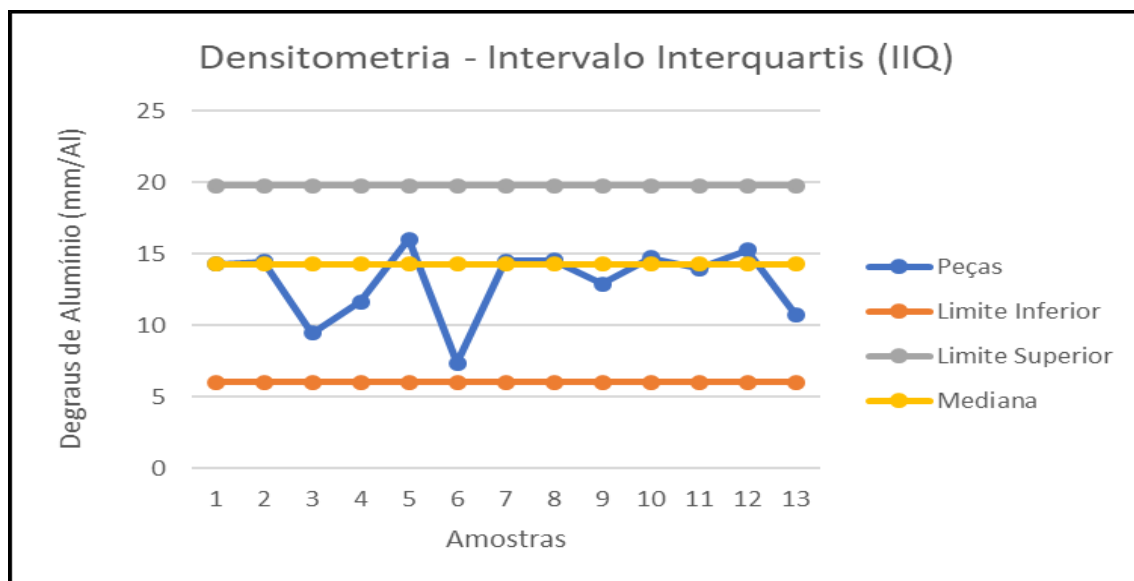
Posteriormente, as densitometrias de todos os segmentos foram inseridas em uma tabela, sendo realizadas análises estatísticas com o intuito de avaliar a presença de segmentos com radiopacidades discrepantes. Os testes foram, box plot (Figura 9), amplitude interquartil (Figura 10) e teste de Grubbs (Figura 11). No entanto, não foram observados valores discrepantes. Sendo assim, nenhum segmento foi excluído do estudo.

Figura 9 - Boxplot.



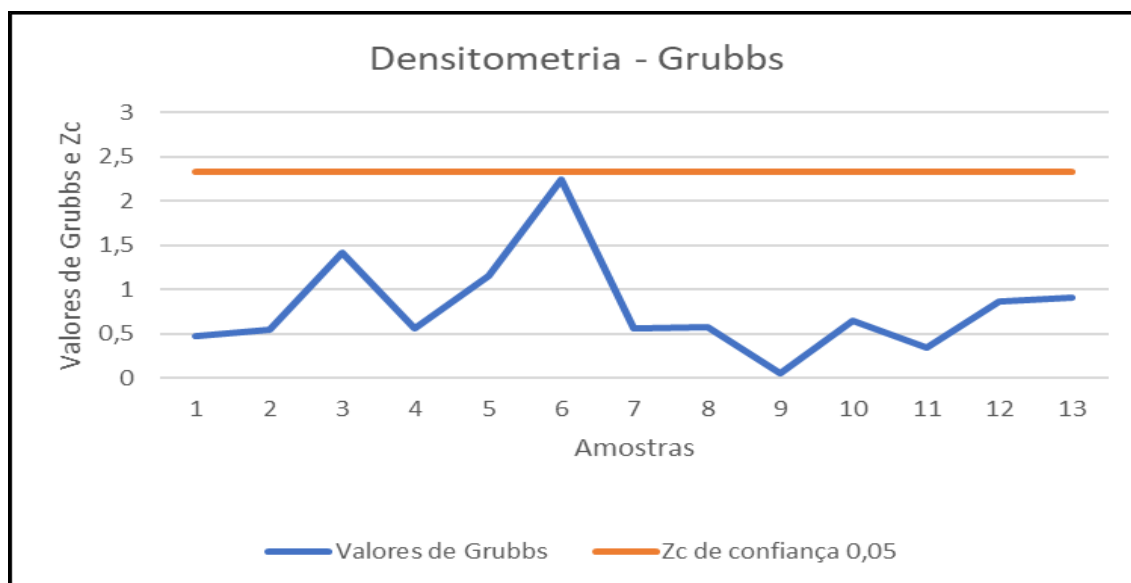
Fonte: LOPES, 2019.

Figura 10 - Intervalo Interquartil.



Fonte: LOPES, 2019.

Figura 11 - Teste de Grubbs.



Fonte: LOPES, 2019.

4.2.7. Técnica cirúrgica

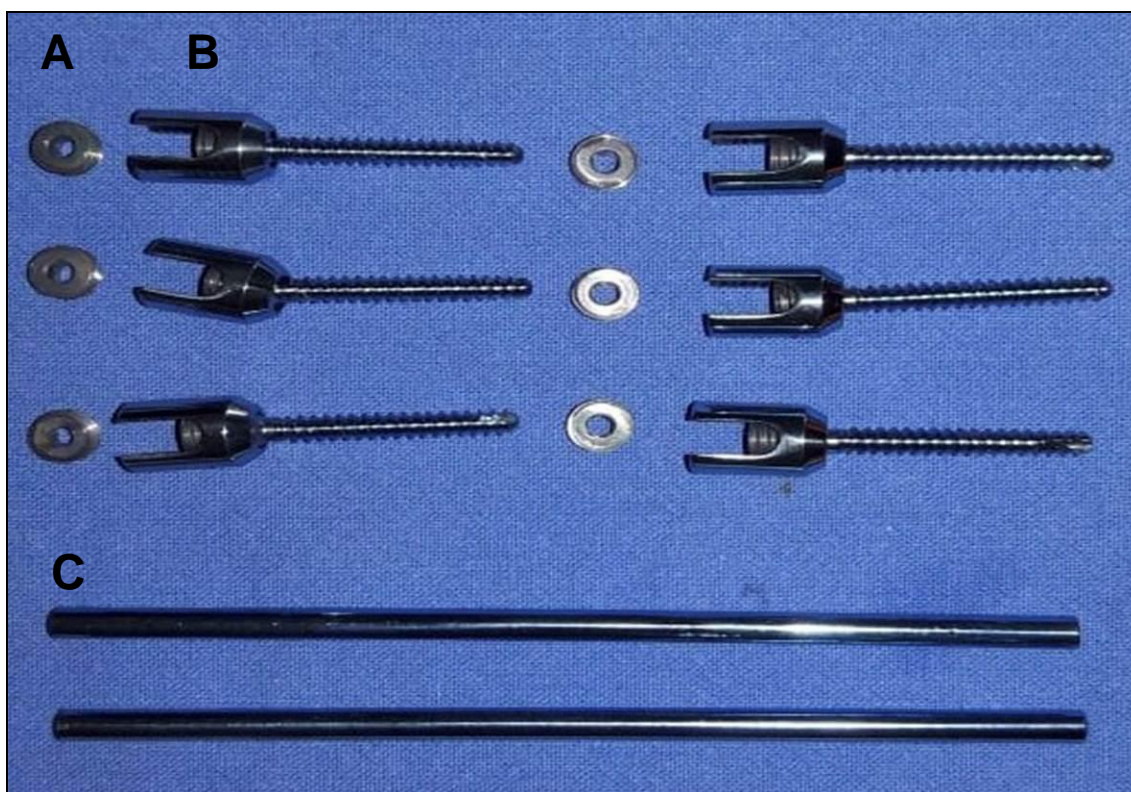
A perfuração provida para a introdução dos parafusos, foi realizada por meio de uma perfuradora e broca de 2,5mm, de maneira bicortical, iniciando na junção do processo transversal com o pedículo vertebral com angulação de 60° em relação ao processo espinhoso na vértebra L2 e iniciando na base do processo acessório com angulação de 45° em relação ao processo espinhoso na vértebra T13.

Após as perfurações os parafusos foram inseridos com auxílio de chave sextavada para parafusos de 3,5mm.

Todos os implantes utilizados (parafusos poliaxiais, contraparafusos, hastas conectoras) são constituídos de liga de titânio respeitando a normativa ASTM F136¹ (Figura 12).

¹ Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI – Extra Low Interstitial – Alloy for Surgical Implant Applications” (UNS R56401).

Figura 12 - Componentes utilizados para a estabilização vertebral.



Fonte: Lopes, 2019.

A – Contraparafuso com orifício interno hexagonal de 3,5mm. B – Parafuso vertebral poliaxial de titânio de 3,5mm. C – Haste cilíndrica de 4,0mm para a conexão do copo de acoplamento do parafuso axial.

4.2.8. Grupos experimentais

Foram compostos quatro grupos experimentais, representados, cada um, por 13 segmentos vertebrais toracolombares, em que as vértebras T13-L1-L2 foram tratadas e avaliadas. Os grupos foram divididos segundo a condição vertebral avaliada (Figura 13):

Grupo Intacto: Segmento sem estabilização, porém os parafusos foram introduzidos já no início tomando-se o cuidado de não invadirem os espaços intervertebrais. Foram inseridos 6 PVPs de 3,5mm, sendo três inseridos em T13 e três inseridos em L2. Dois parafusos inseridos no lado esquerdo de T13, um no mesmo lado em L2, e no lado oposto a configuração invertida à direita. Ou seja, um parafuso em T13 e dois em L2;

Grupo Defeito: Segmento com defeito em cunha em terço médio do corpo vertebral de L1;

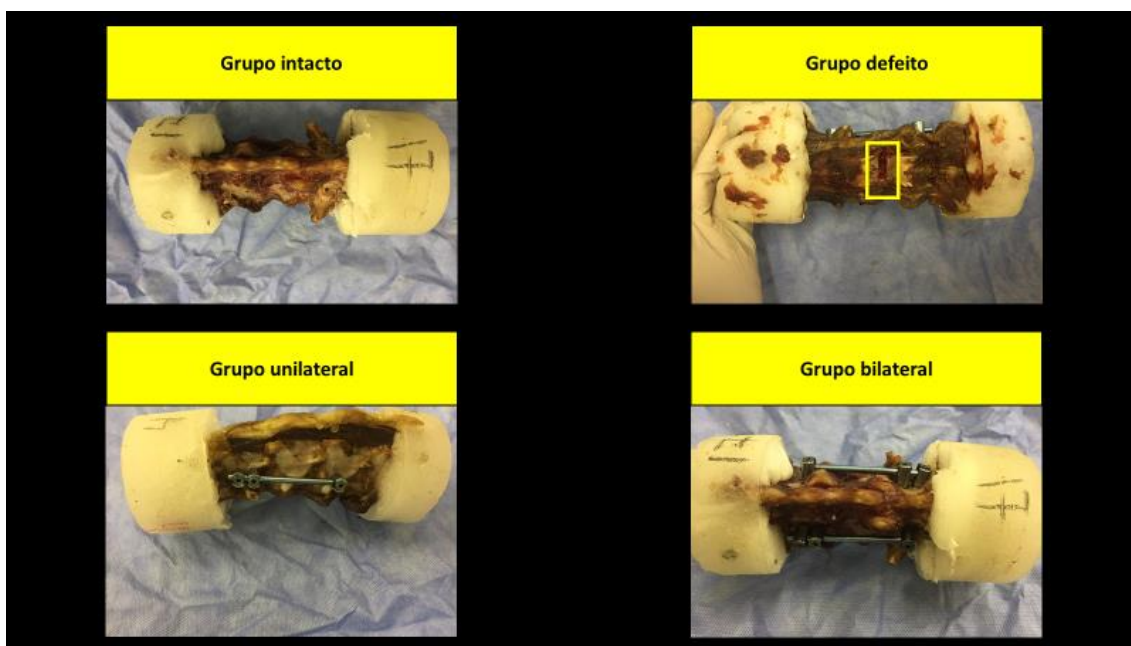
Grupo Unilateral: Os parafusos do lado esquerdo foram interligados por uma haste conectora cilíndrica de 4mm;

Grupo Bilateral: Os parafusos do lado direito foram conectados por uma haste cilíndrica de 4 mm, totalizando ao final duas hastes conectoras.

Os parafusos vertebrais poliaxiais inseridos nas vértebras eram de titânio (Focus®) de 3,5mm, auto-rosqueantes. Três foram inseridos no corpo vertebral de T13 (dois no lado esquerdo e um no lado direito), tendo como ponto de entrada a base do processo acessório, com angulação de 45° em relação ao processo espinhoso; outros três parafusos foram inseridos no corpo vertebral de L2 (um no lado esquerdo e dois no lado direito), tendo como ponto de entrada a junção entre o pedículo e o processo transversal, com angulação de 60° em relação ao processo espinhoso (Hettlich, 2017). Inicialmente, os segmentos intactos, com os 6 PVPs já inseridos, representaram o grupo controle, e posteriormente, essas mesmas vértebras, após a realização do defeito em cunha foram denominadas grupo defeito, na sequência foram realizadas as conexões com a haste conectora (PVPHC) unilateral e posteriormente com PVPHC bilateral.

Entre cada procedimento supramencionado, foram realizados os testes biomecânicos para cada situação do segmento.

Figura 13 - Grupos de estudo.



Fonte: Lopes, 2019.

Exemplares das quatro situações: grupo intacto, grupo defeito, grupo unilateral e grupo bilateral.

4.2.9. Preparo do grupo defeito

A produção do grupo defeito foi realizada por meio de uma corpectomia de L1 em formato de cunha. O corte englobou desde o ligamento longitudinal ventral até o ligamento longitudinal dorsal, mimetizando uma lesão em dois compartimentos vertebrais, similar à uma fratura por explosão. A cunha, produzida por uma serra linear oscilatória, possuía formato de um triângulo isósceles, com a sua base abrangendo o terço médio do corpo vertebral e seu vértice sobre o ligamento longitudinal dorsal (Figura 14).

Figura 14 - Segmento com defeito em cunha.



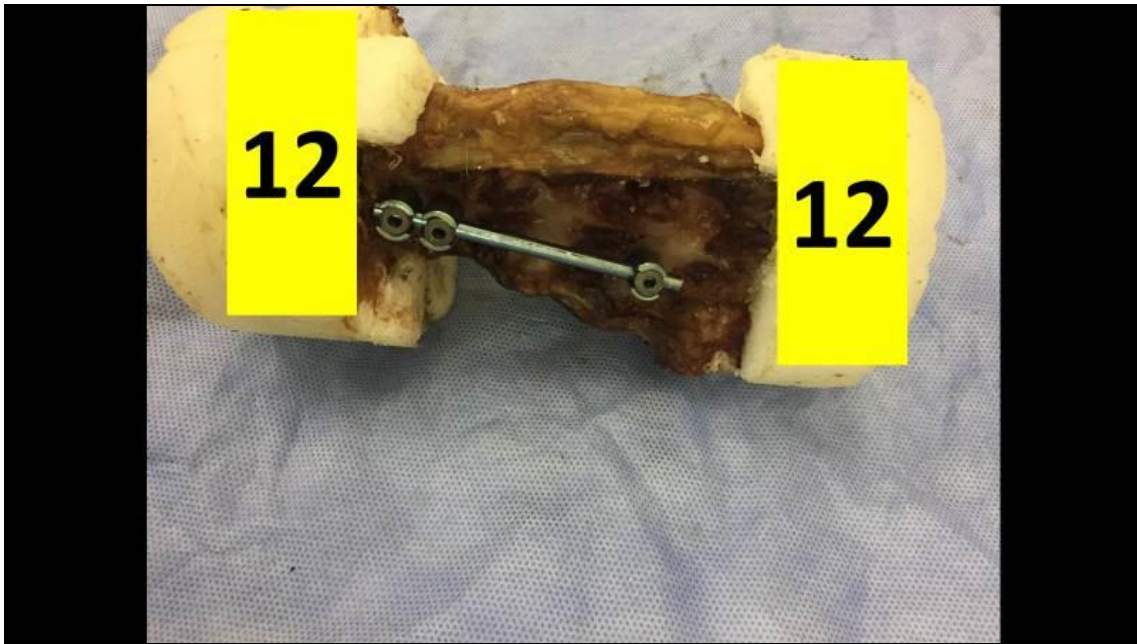
Fonte: LOPES, 2019.

Detalhe do defeito (retângulo) criado no corpo de L1.

4.2.10. Preparo do grupo unilateral

A constituição do grupo unilateral se deu por meio da conexão de uma haste cilíndrica de 4mm de diâmetro (Figura 15) aos parafusos presentes na lateral esquerda das vértebras.

Figura 15 - Segmento com fixador unilateral.

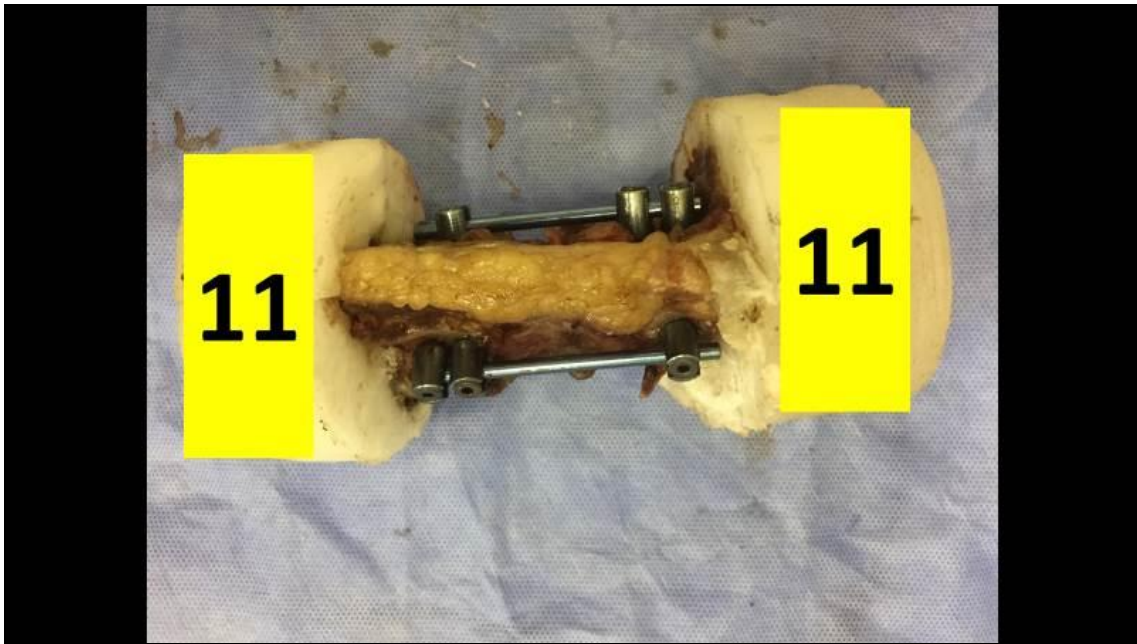


Fonte: LOPES, 2019.

4.2.11. Preparo do grupo bilateral

A constituição do grupo bilateral se deu pela conexão dos parafusos do lado direito por uma haste conectora cilíndrica de 4 mm de diâmetro (Figura 16).

Figura 16 - Segmento com fixação bilateral.



Fonte: LOPES, 2019.

4.2.12. Testes de flexibilidade multidirecional

Os parâmetros de movimento avaliados foram AM, ZN e ZE, dos segmentos intactos, com defeito e com as distintas configurações de fixação, para então serem comparados estatisticamente. Os testes foram realizados em quatro grupos. A ordem de testes para as diferentes configurações foi variada aleatoriamente, por meio de sorteio, para evitar possível viés.

Por meio da MUEM do LIM/IOT, foram aplicados testes nos três eixos anatômicos: flexão-extensão, inclinação lateral e rotação axial (Figura 17).

Figura 17 - Segmento durante teste biomecânico de inclinação lateral.

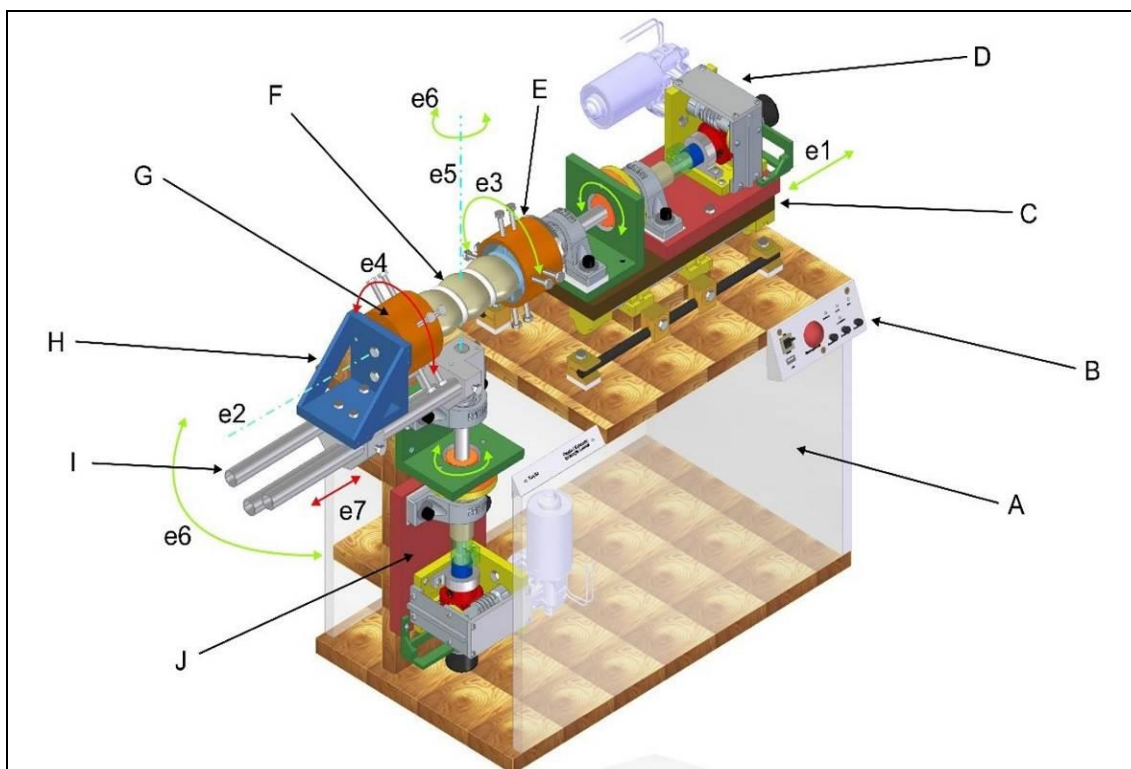


Fonte: LOPES, 2019.

4.2.13. Do Dispositivo

O dispositivo de ensaios biomecânicos utilizado foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Laboratório de Investigação Médica (LMI/IOT – HC/FMUSP) e tem como função a realização de ensaios não destrutivos de flexão-extensão, inclinação lateral e torção, em espécimes de colunas caninas, com momentos de torção e flexão de até 9 N.m (Figura 18).

Figura 18 - Máquina de ensaios de torção ou de extensão/flexão ou de inclinação lateral.



Fonte: autorizado por PEREIRA, 2018.

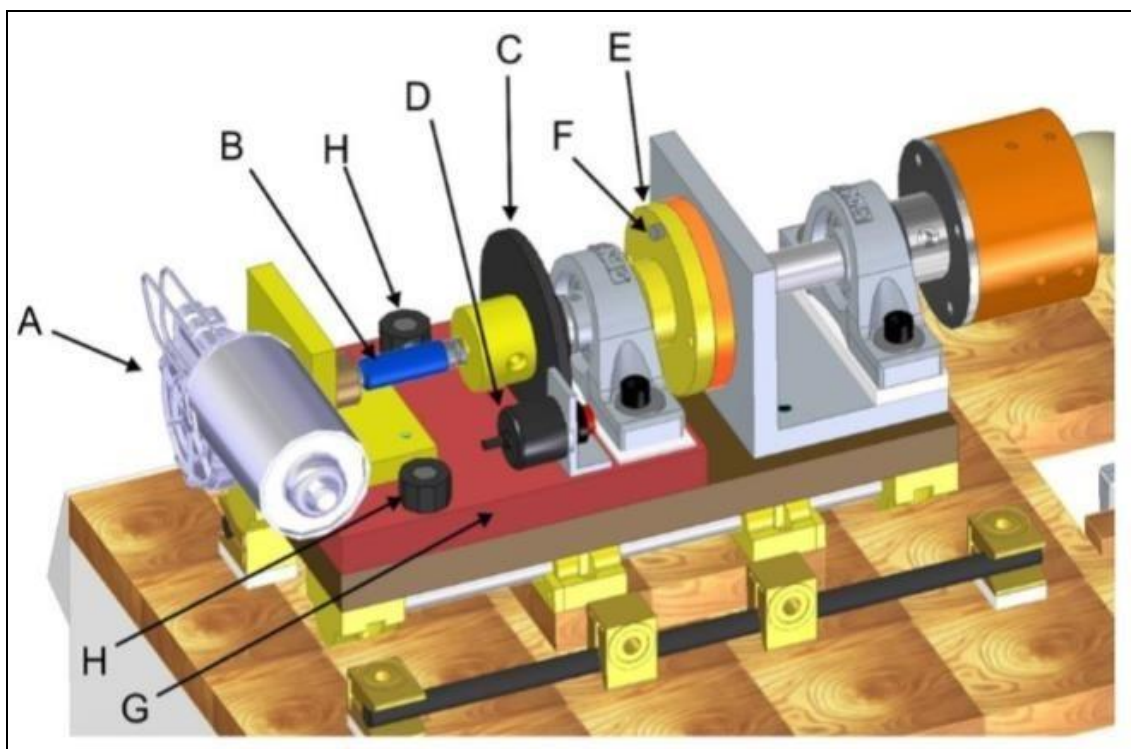
Onde: A- Caixa de sustentação, B- Painel de controle, C- Base deslizante, D- Conjunto motriz de torção, E- Garra tubular motriz, F- Segmento de coluna, G- Garra tubular fixa, H- Apoio ajustável, I- Braço motriz e J- Conjunto motriz de flexão/extensão ou inclinação lateral. Eixos, translações e rotações: e1-grau de liberdade translacional da base deslizante, e2- eixo de torção da coluna, e3- grau de liberdade rotacional da garra tubular motriz, e4- ajuste rotacional da garra tubular fixa (0° para flexão/extensão ou 90° para inclinação lateral), e5- eixo de flexão/extensão ou inclinação lateral da coluna, e6- grau de liberdade rotacional do braço motriz.

O espécime a ser testado (Figura 18-F) foi fixado por meio da utilização de resina acrílica (PMMA) às garras tubulares, denominadas como garra tubular motriz (Figura 18-E) e garra tubular fixa (Figura 18-G), e permaneceu alinhado com o eixo de torção do dispositivo (Figura 18-e2). Em seguida a garra tubular motriz foi acoplada à unidade de aplicação do torque, denominado de conjunto motriz de torção (Figura 18-D).

Existem dois componentes motriz iguais sendo um posicionado na horizontal (Figura 18-D), para os testes de torção axial, e um na vertical (Figura 18-J) para os testes de flexão-extensão e inclinação lateral. O componente motriz é constituído, basicamente, por um motor elétrico (Motor Bosch, Modelo F 006 WMO 310, 24V e 46W) (Figura 19-A), o qual é

responsável pela aplicação de carga; por um torquímetro (Lorenz Messtechnik, Modelo DV-14, $\pm 12\text{N.m}$ e $\pm 10\text{V}$) (Figura 19-B), e por um encoder óptico rotativo (Encoder Autonics, Modelo E30S4 360, Resolução 0,25 graus) (Figura 19-D), que fica acoplado aos eixos por meio da polia do encoder (Figura 19-C) com relação de transmissão que proporciona leituras angulares com resolução de $0,05^\circ$, medindo o deslocamento angular durante os ensaios.

Figura 19 - Desenho esquemático do conjunto motriz.



Fonte: autorizado por PEREIRA, 2018.

Onde: A- motor elétrico, B- torquímetro, C- polia do encoder, D- encoder óptico rotativo, E- flange de acoplamento, F- parafuso de travamento, G- base de suporte, H- parafusos de fixação da base de suporte.

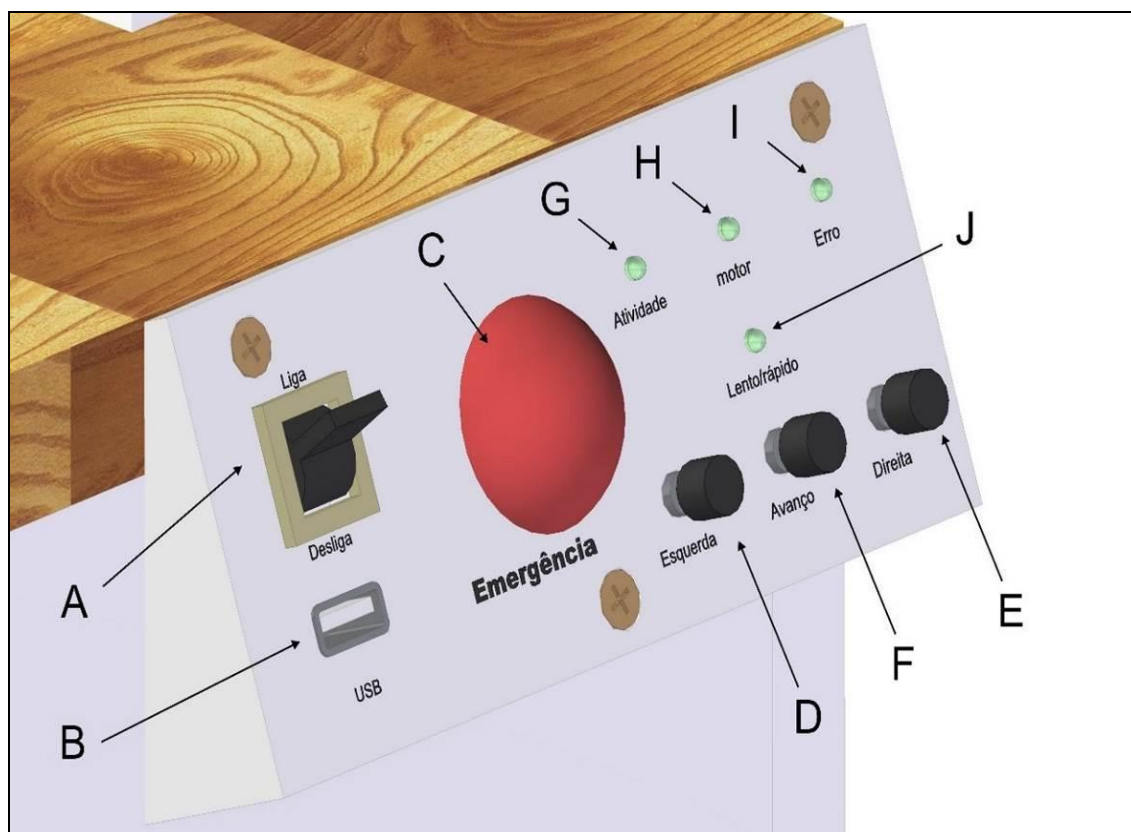
A garra tubular motriz e o conjunto motriz são conectados a base deslizante (Figura 18-C), que possibilita movimentos relativos de encurtamento (Figura 18-e1) do espécime durante o ensaio de torção.

Para a realização dos ensaios de flexão-extensão o sistema é acionado para que os testes sejam conduzidos pelo conjunto motriz posicionado na vertical (Figura 18-J). A garra tubular motriz é travada para impedir qualquer movimento de rotação. Durante o ensaio de flexão-extensão o espécime é

mantido na mesma posição dos testes de torção e inclinação lateral, evitando assim manipulação e possível descalibragem do dispositivo.

O painel de controle do dispositivo (Figura 20), possui uma chave geral para ligar e desligar o dispositivo (Figura 20-A), uma entrada de conexão para cabos USB (Figura 20-B), botões que permitem ajustes por meio da movimentação do motor no sentido horário ou anti-horário (Figura 20-D e E), e um botão de emergência que pode ser acionado para que o motor pare imediatamente (Figura 20-C). É possível selecionar duas velocidades para o movimento de ajuste do motor (Figura 20-F). Indicadores de LED demonstram a atividade do dispositivo, a atividade do motor, erros encontrados e a velocidade do motor (Figura 20- G;H;I e J), respectivamente.

Figura 20 - Painel de controle.



Fonte: autorizado por PEREIRA, 2018.

Onde: A- Chave geral liga/desliga, B-Conector USB, C- Chave de emergência, D-Botão gira motor à direita, E- Botão gira motor à esquerda, F- Botão de seleção de velocidade do motor, G- LED de atividade, H- LED indicador de motor acionado, I- LED de erro e J-LED indicador de velocidade do motor (lento ou rápida).

O dispositivo é controlado por dois circuitos eletrônicos microprocessados (Arduino Micro Pro, Modelo Atmega16U4, 8bits Atmel) que acionam o motor e efetuam leituras do torquímetro e do encoder óptico. Estes dados são transmitidos ao computador via USB. Um programa de aquisição (Desenvolvimento em Free Pascal/Windows 64 bits), executado no computador, é responsável por coletar os dados gerados durante os testes, os quais são eles, o torque e o deslocamento angular. A aquisição destes parâmetros é realizada a uma taxa de até 100 amostras por segundo, que são registradas em forma de planilha e de um gráfico (Figura 21). A velocidade de ensaio pode ser ajustada na faixa de 1 %/s a 30 %/s e o torque máximo é de 9 N.m.

Figura 21 - Programa de aquisição do dispositivo de ensaio de coluna.



Fonte: autorizado por PEREIRA, 2018

Ensaio de torção adquirido com aquisição de 25 amostras por segundo, velocidade de 1 grau por segundo e torque máximo de 2N.m.

4.2.14. Análise estatística

Para realizar as análises os dados foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk, para averiguar se apresentavam distribuição normal, e ao teste de Bartlett, para verificar se as variâncias eram iguais.

O grau de significância estabelecido para os testes estatísticos foi de 5% ($p < 0,05$). Os testes estatísticos foram realizados em programa de computador (RStudio, Version 0.99.903 – © 2009-2016 RStudio, Inc.).

Para as análises referentes à ZN, que não apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para comparação entre os diferentes grupos, seguido do *post hoc* de Dunn, para identificar em quais grupos a diferença foi encontrada.

Para as análises referentes à ZE, que apresentaram distribuição normal e homocedasticidade, foi utilizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) para uma via para comparação entre os diferentes grupos, seguido do *post hoc* de Tukey, para identificar em quais grupos foi encontrada a diferença.

Para as análises referentes à AM, que apresentaram distribuição normal e homocedasticidade, foi utilizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) para uma via para comparação entre os diferentes grupos, seguido do *post hoc* de Tukey, para identificar em quais grupos foi encontrada a diferença.

5. RESULTADOS

Estatisticamente, quanto à ZN, houve diferença estatística significativa em relação ao movimento de flexão/extensão (Kruskal-Wallis chi-squared = 9,6708, df = 3, p-value = 0,02158), entre os grupos unilateral e bilateral (Dunn; p= 0,01214215). Não houve diferença significativa em relação aos movimentos de inclinação (Kruskal-Wallis chi-squared = 4,419, df = 3, p-value = 0,2196) e torção (Kruskal-Wallis chi-squared = 2,8075, df = 3, p-value = 0,4223) (Tabela 1 e Gráficos 1 a 3).

Tabela 1 - Variação da Zona Neutra entre os grupos e os ensaios.

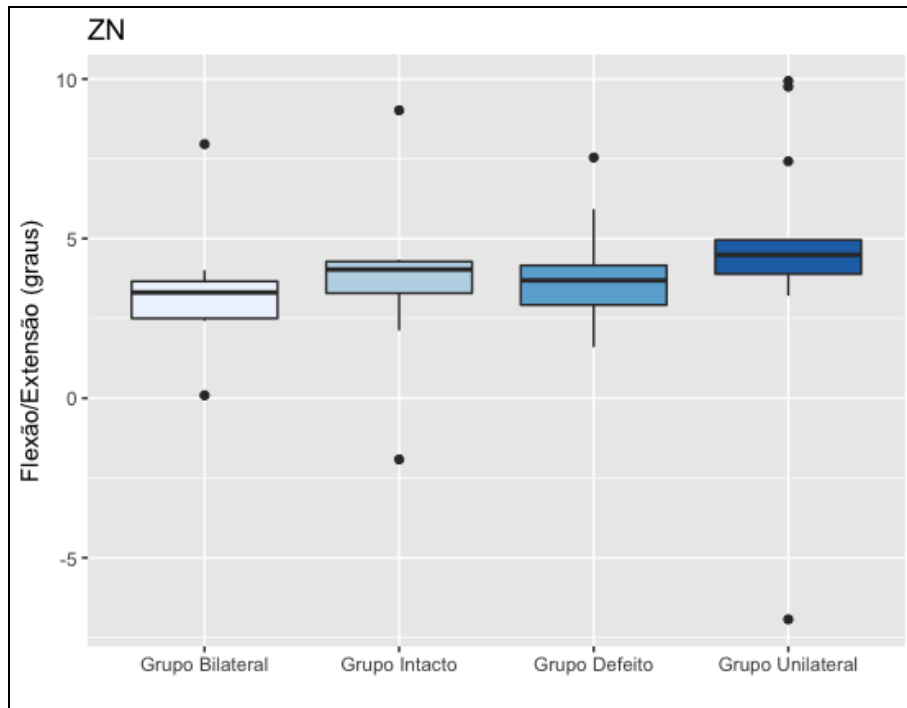
ZN	Flexão/Extensão	Inclinação	Torção
Íntegra	4,03 (3,29- 4,28)	5,02 (4,36- 5,42)	1,18 (0,76- 1,81)
Lesionada	3,69 (2,92- 4,16)	4,40 (3,10- 5,35)	1,39 (0,79- 1,80)
Unilateral	4,49 (3,89- 4,96) ^a	4,76 (3,86- 5,04)	1,51 (0,75- 2,64)
Bilateral	3,31 (2,50- 3,66) ^a	3,29 (2,72- 4,78)	1,56 (1,28- 2,83)
Valor de p	0,01214215	0,2196	0,4223

Fonte: LOPES, 2019.

ZN – Zona Neutra.

Letras iguais indicam diferenças entre os grupos.

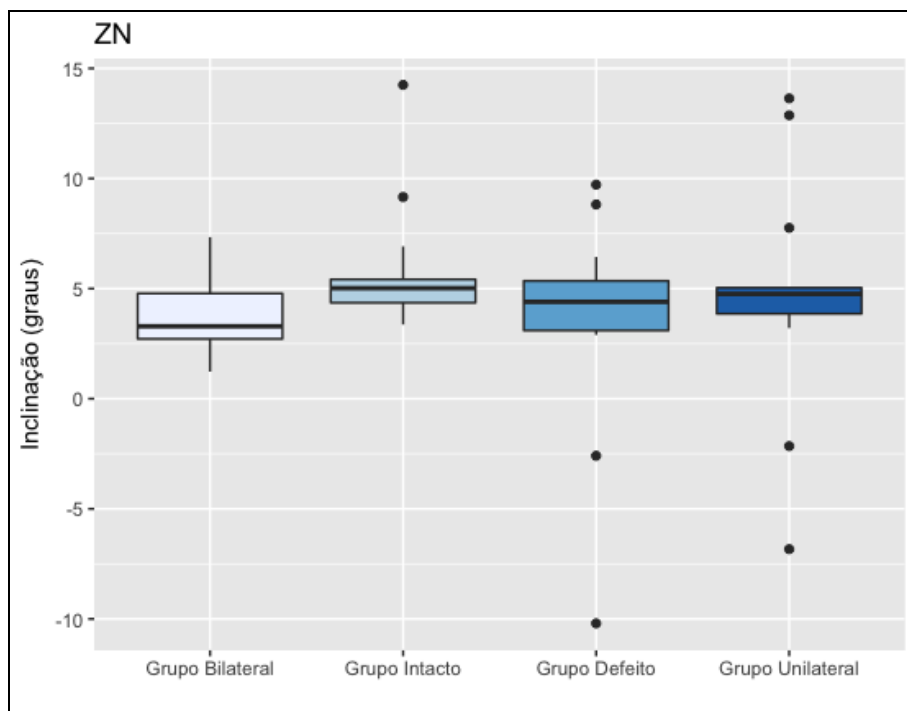
Gráfico 1 – Distribuição dos grupos na flexão/extensão.



Fonte: LOPES, 2019.

ZN – Amplitude da Zona Neutra.

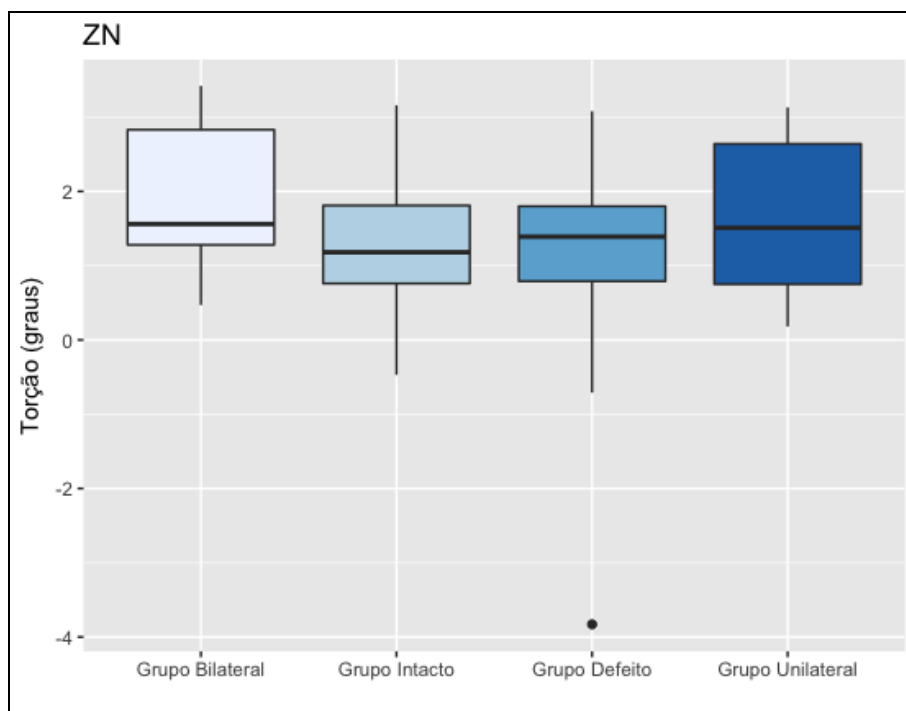
Gráfico 2 – Distribuição dos grupos na inclinação.



Fonte: LOPES, 2019.

ZN – Amplitude da Zona Neutra.

Gráfico 3 – Distribuição dos grupos na torção.



Fonte: LOPES, 2019.

ZN – Amplitude da Zona Neutra.

Estatisticamente, em relação à ZE, houve diferença significativa em relação aos ensaios de flexão/extensão ($p= 0,00162$), entre os grupos intacto e bilateral ($p= 0,0074787$) e entre os grupos defeito e bilateral ($p= 0,0038656$); na inclinação ($p= 0,000000916$), entre os grupos intacto e bilateral ($p= 0,0001548$), defeito e bilateral ($p= 0,0000135$), unilateral e intacto ($p= 0,0027512$) e unilateral e defeito ($p= 0,0002870$). Não houve diferença estatística em relação ao movimento de torção ($p= 0,943$) (Tabela 2 e Gráficos 4 a 6).

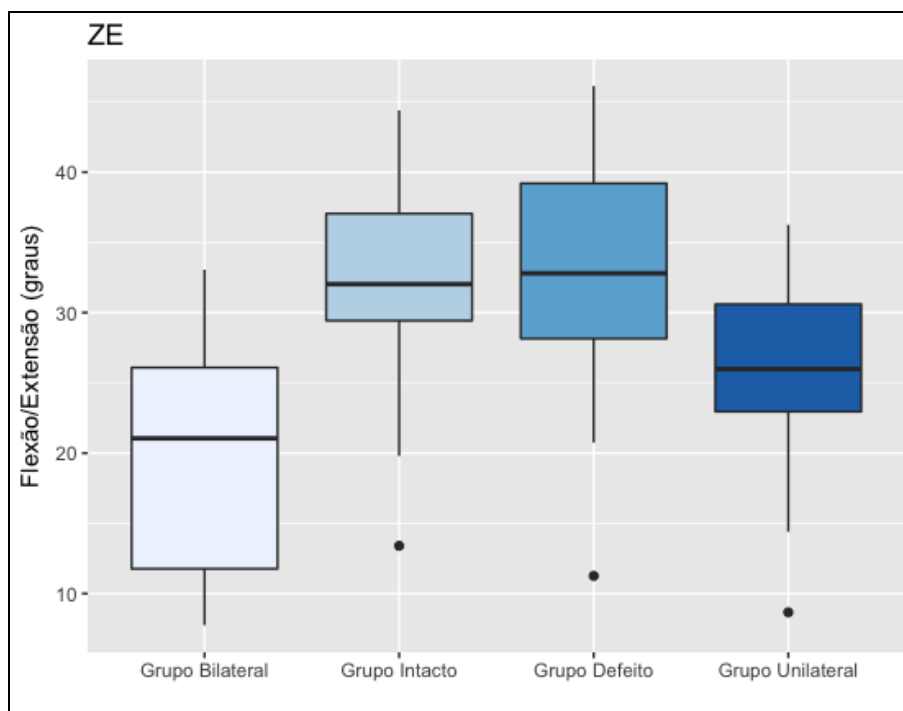
Tabela 2 – Variação da Zona Elástica entre os grupos e os ensaios.

ZE	Flexão/Extensão	Inclinação	Torção
Íntegra	31.74769 ± 8.326369 ^a	48.75308 ± 14.16801 ^{ab}	8.236154 ± 6.250965
Lesionada	32.50538 ± 9.352079 ^b	52.17769 ± 15.45281 ^c	8.166154 ± 6.823331
Unilateral	25.13615 ± 7.919189	31.05308 ± 8.71347 ^{ad}	7.493846 ± 5.241192
Bilateral	20.52154 ± 8.123871 ^{ab}	26.73462 ± 8.348514 ^{bcd}	7.020769 ± 4.759766
Valor de p	0,00162	0,000000916	0,943

Fonte: LOPES, 2019.

Letras iguais indicam diferenças entre os grupos.

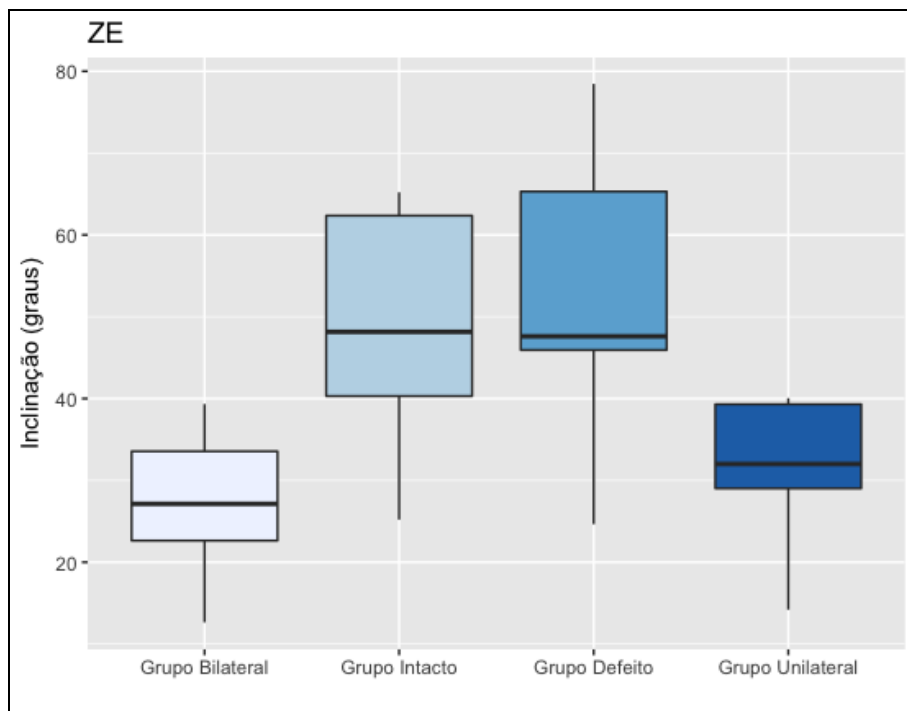
Gráfico 4 – Distribuição dos grupos quanto à Zona Elástica na flexão/extensão.



Fonte: LOPES, 2019.

ZE – Amplitude da Zona Elástica.

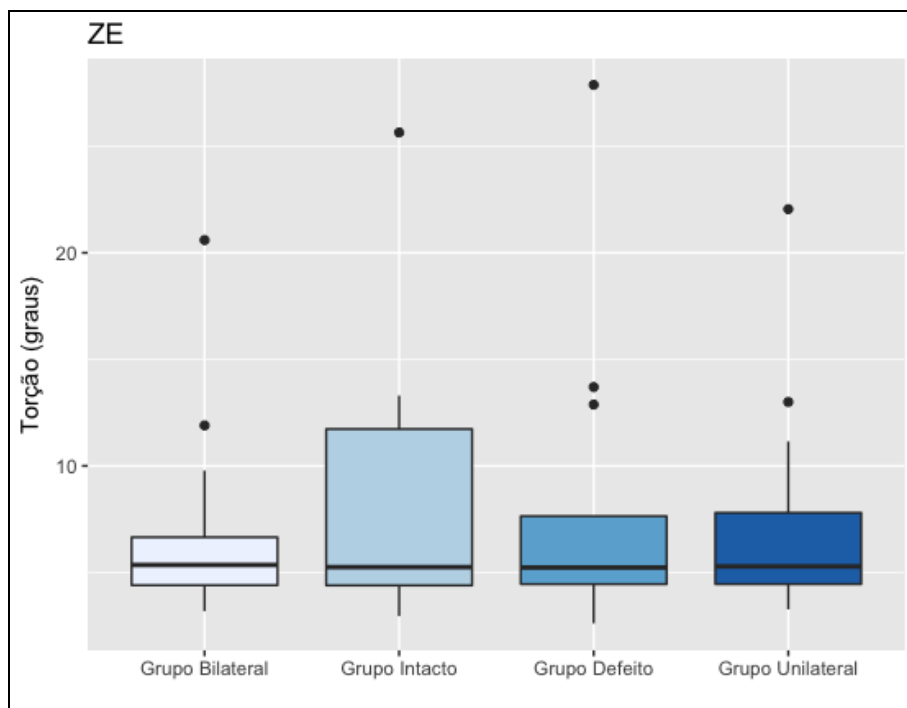
Gráfico 5 - Distribuição dos grupos quanto à Zona Elástica na inclinação.



Fonte: LOPES, 2019.

ZE – Amplitude da Zona Elástica.

Gráfico 6 - Distribuição dos grupos quanto à Zona Elástica na torção.



Fonte: LOPES, 2019.

ZE – Amplitude da Zona Elástica.

Estatisticamente, em relação à AM, houve diferença significativa em relação aos movimentos de flexão/extensão ($p= 0,00911$), entre os grupos intacto e bilateral ($p= 0,0202988$) e defeito e bilateral ($p= 0,0130306$); inclinação ($p= 0,0000143$), entre os grupos intacto e bilateral ($p= 0,0005799$), defeito e bilateral ($p= 0,0001124$), unilateral e intacto ($p= 0,0136439$) e unilateral e defeito ($p= 0,0032576$). Não houve diferença estatística em relação ao ensaio de torção ($p= 0,986$) (Tabela 3 e Gráficos 7 a 9).

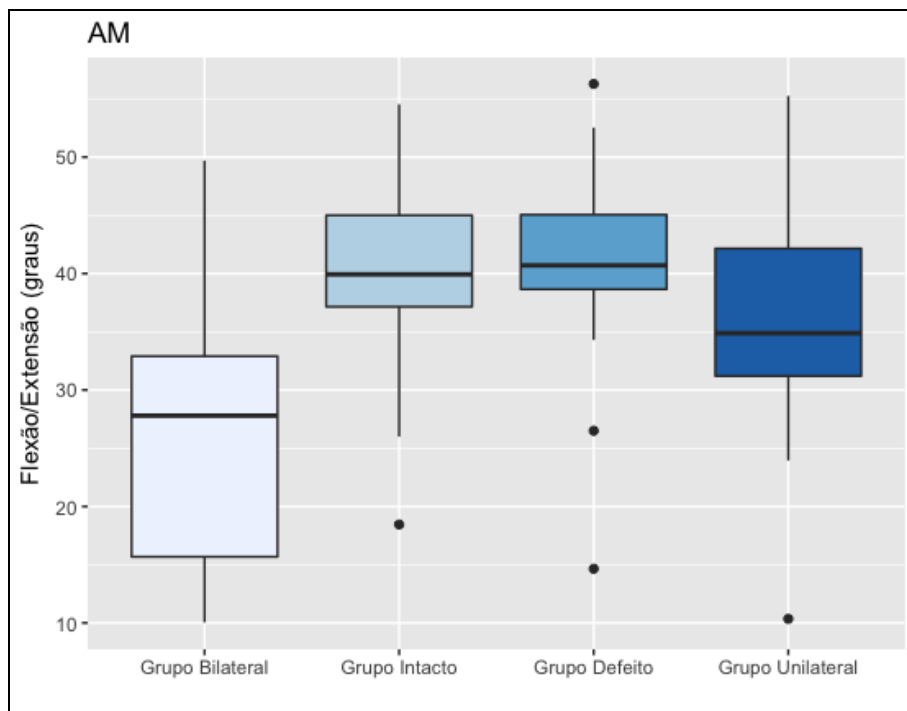
Tabela 3 - Variação da AM entre os grupos e os ensaios.

AM	Flexão/Extensão	Inclinação	Torção
Íntegra	39.48231 ± 9.719534 ^a	60.49154 ± 18.50165 ^{ab}	10.35077 ± 7.424236
Lesionada	40.17769 ± 10.76011 ^b	63.53231 ± 18.23083 ^{cd}	10.20154 ± 7.986074
Unilateral	34.93308 ± 10.93728	41.34615 ± 12.19275 ^{ac}	9.843077 ± 6.653575
Bilateral	26.82385 ± 11.24322 ^{ab}	34.92385 ± 11.16239 ^{bd}	9.381538 ± 6.05328
Valor de p	0,00911	0,0000143	0,986

Fonte: LOPES, 2019.

Letras iguais indicam diferenças entre os grupos.

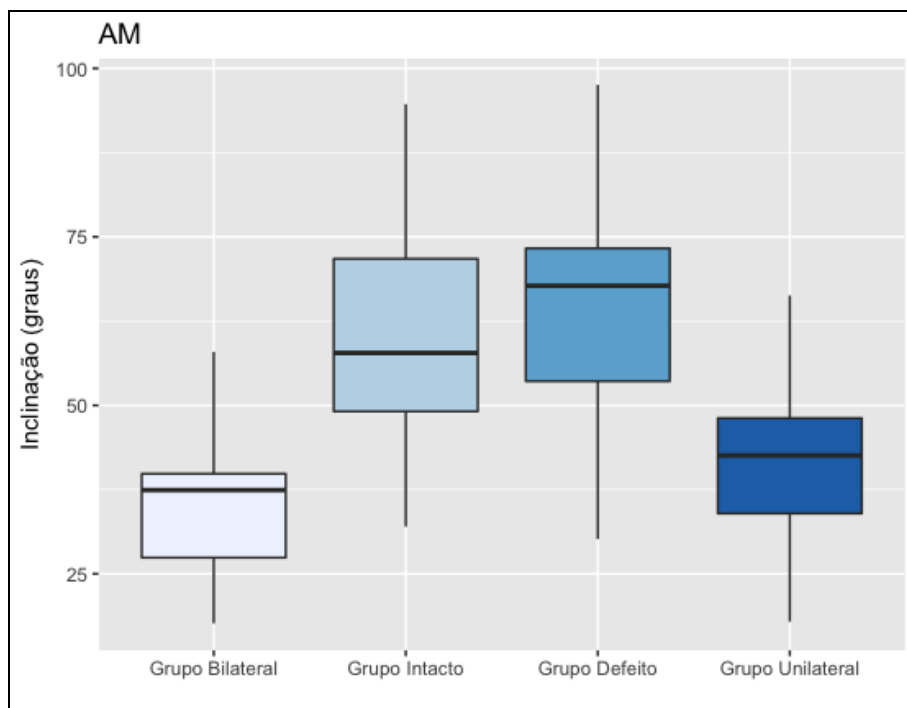
Gráfico 7 - Distribuição dos grupos na flexão/extensão.



Fonte: LOPES, 2019.

AM – Amplitude de movimento.

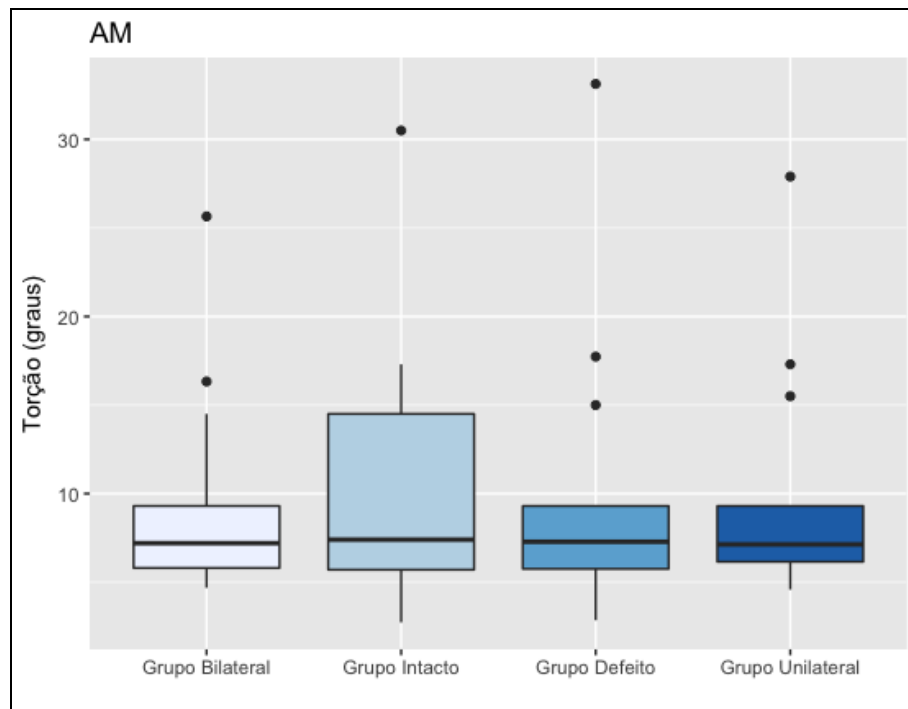
Gráfico 8 - Distribuição dos grupos na inclinação.



Fonte: LOPES, 2019.

AM – Amplitude do movimento.

Gráfico 9 - Distribuição dos grupos na torção.



Fonte: LOPES, 2019.

AM – Amplitude do movimento.

Os valores obtidos nos ensaios de todas as amostras foram inseridos em uma tabela (Tabela 4).

Tabela 4 - Resultados dos ensaios.

Amostras	Grupos	flexão/extensão			inclinação			torção		
		ZN	ZE	AM	ZN	ZE	AM	ZN	ZE	AM
1	intacto	5,4	40,5	45,9	9,95	57,8	67,75	2,15	5,25	7,4
	defeito	5,15	41,95	47,1	9,01	60,1	69,2	1,35	5,2	6,55
	unilateral	8,65	33,5	42,15	9,8	39,35	49,15	1,85	5,28	7,13
	bilateral	6,45	29,65	36,1	5,75	31,2	36,95	1,9	5,3	7,2
2	intacto	7,9	32,03	39,93	9,35	48,15	57,5	1,44	3,66	5,1
	defeito	7,9	32,8	40,7	8,2	46,58	54,78	1,74	3,76	5,5
	unilateral	8,9	25,98	34,88	4,93	29,02	33,95	1,31	3,27	4,58
	bilateral	6,75	21,05	27,8	4,76	22,64	27,4	1,5	3,18	4,68
3	intacto	8,35	34,83	43,18	10,15	59,35	69,5	1,31	4,39	5,7
	defeito	7,85	35,05	42,9	10,4	60,6	71	1,16	4,59	5,75
	unilateral	16,3	28,25	44,55	9,35	37,15	46,5	1,74	4,41	6,15
	bilateral	8,25	24,65	32,9	5	34,4	39,4	0,65	5,15	5,8
4	intacto	7,45	29,7	37,15	7,45	29,7	37,15	4	13,3	17,3
	defeito	11,15	28,15	39,3	20,15	47,6	67,75	4,85	12,88	17,73
	unilateral	8,25	22,95	31,2	17,05	30,7	47,75	6,15	11,15	17,3
	bilateral	6,75	19,2	25,95	15,65	26,35	42	6,55	9,78	16,33
5	intacto	6,25	27,45	33,7	7,25	45,2	52,45	0,22	2,95	2,73
	defeito	6,35	27,95	34,3	7,65	45,93	53,58	0,24	2,61	2,85
	unilateral	9,25	24,8	34,05	6,6	32	38,6	1,96	4,99	6,95
	bilateral	6,5	18,45	24,95	6,5	26,25	32,75	1,7	4,4	6,1
6	intacto	17,2	37,33	54,53	32,35	62,35	94,7	2,6	11,9	14,5
	defeito	16,1	40,18	56,28	19,1	78,45	97,55	1,3	13,7	15
	unilateral	19	36,25	55,25	27	39,3	66,3	2,5	13	15,5
	bilateral	16,65	33,05	49,7	18,6	39,33	57,93	2,6	11,9	14,5
7	intacto	8,3	30,8	39,1	17,75	63,23	80,98	0,94	4,29	5,23
	defeito	8,1	31,45	39,55	17,5	65,3	82,8	1,44	3,56	5
	unilateral	9,85	23	32,85	9,98	30,97	40,95	1,48	3,62	5,1
	bilateral	1,98	11,77	13,75	10,3	27,13	37,43	2,61	3,39	6
8	intacto	6,2	19,8	26	9,05	30,43	39,48	2	4,6	6,6
	defeito	5,75	20,75	26,5	8	30,3	38,3	2,6	4,45	7,05
	unilateral	9,55	14,4	23,95	9,4	16,9	26,3	0,81	4,49	5,3
	bilateral	4,11	11,57	15,68	5,55	12,65	18,2	0,78	4,12	4,9
9	intacto	8,55	29,43	37,98	8,8	40,3	49,1	1,95	4,95	6,9
	defeito	8,7	29,95	38,65	10,2	40,18	50,38	2,05	5,23	7,28
	unilateral	10,18	17,37	27,55	9,55	21,75	31,3	2,05	4,45	6,5
	bilateral	3,2	10,5	13,7	7	16	23	0,25	5,35	5,6
10	intacto	5,05	13,4	18,45	6,8	25,2	32	2,87	11,73	14,6
	defeito	3,39	11,26	14,65	5,5	24,65	30,15	1,06	7,64	8,7
	unilateral	1,68	8,67	10,35	3,7	14,2	17,9	1,59	6,51	8,1
	bilateral	2,3	7,75	10,05	3,25	14,4	17,65	1,72	5,93	7,65
11	intacto	4,4	36	40,4	13,5	44,28	57,78	4,85	25,65	30,5
	defeito	5,6	39,2	44,8	14,2	47	61,2	5,25	27,88	33,13
	unilateral	7,5	30,6	38,1	10,15	32,4	42,55	5,85	22,05	27,9
	bilateral	5,2	24,95	30,15	11	28,85	39,85	5,05	20,6	25,65
12	intacto	7,55	44,4	51,95	9,15	62,6	71,75	2,1	7,05	9,15
	defeito	6,4	46,13	52,53	7,85	65,45	73,3	1,55	7,23	8,78
	unilateral	11,1	32,1	43,2	8,1	40,05	48,15	1,75	6,4	8,15
	bilateral	7,1	28,1	35,2	4,7	33,55	38,25	2,73	5,52	8,25
13	intacto	7,95	37,05	45	11,05	65,2	76,25	1,5	7,35	8,85
	defeito	7,3	37,75	45,05	9,85	66,08	75,93	1,87	7,43	9,3
	unilateral	7,15	28,9	36,05	8,2	39,9	48,1	1,5	7,8	9,3
	bilateral	6,69	26,09	32,78	8,4	34,8	43,2	2,65	6,65	9,3

Fonte: LOPES, 2019.

6. DISCUSSÃO

Os ensaios foram realizados respeitando o intervalo mínimo de 30 s com o intuito de minimizar a influência viscoelástica do segmento estudado. Foram realizados três ciclos de cada tipo de força, sendo gravado o terceiro ciclo (PANJABI et al., 1995).

A ZN tem sido relatada como o parâmetro mais sensível na avaliação de instabilidade articular, mostrando que mesmo quando não há alteração significativa da AM, por exemplo em casos de instabilidade crônica ocasionadas por degeneração do disco intervertebral, há aumento significativo da ZN (OXLAND; PANJABI, 1992; PANJABI et al., 1995; BRODKE et al., 2001; PANJABI; PETER; BS, 2007; YÜCESOY et al., 2008; SENGUPTA; FAN, 2014).

No entanto, o presente estudo, não obteve sucesso na avaliação da ZN, que apresentou valores discrepantes do parâmetro em questão, sendo superior, na maioria das amostras estabilizadas com PVPHC unilaterais em comparação com as amostras defeitos sem qualquer estabilização. Além disso, em muitos casos (Tabela 4), os valores absolutos da ZN de algumas amostras do grupo intacto, em ambos ensaios, foram superiores, às amostras do grupo defeito. Sendo assim, não se pode utilizar tais parâmetros para avaliação da estabilidade e conseqüentemente, a ZE, visto que é resultado da subtração entre AM e ZN. Portanto, nesse estudo, a AM passa a ser o parâmetro mais fidedigno e único que deve ser levado em consideração nas avaliações biomecânicas.

A unidade de resolução e precisão do torque é de 0,01N.m. Dependendo da rigidez do sistema, ou seja, da inclinação do gráfico, um erro de 0,01N.m pode significar uma variação de até 0,6 graus para mais ou para menos em cada sentido do movimento. Sendo assim, estruturas mais rígidas podem apresentar tais erros na mensuração. Como os “segmentos intactos” tendem a ser mais rígidos do que os “segmentos defeitos”, podem ter ocorrido tais variações nas leituras.

Diversos dispositivos para criação de fraturas em pequenos animais foram desenvolvidos, porém há uma carência em animais maiores, como por

exemplo cães. As lesões são variadas, ocorrendo pouca repetibilidade (PETTEYS et al., 2017), Sendo assim, optou-se por uma lesão padronizada, criada por meio de uma ostectomia do terço médio do corpo vertebral de L1, em formato de cunha, iniciando-se da porção ventral (coluna ventral) do corpo vertebral até o canal medular (coluna média), acometendo dois dos três compartimentos da vértebra. No entanto, a criação do defeito na vértebra não ocasionou aumento da AM em todas as amostras quando comparadas à vértebra íntegra, diferentemente de outros estudos (PANJABI et al., 1995; PETTEYS et al., 2017). Isso demonstra que o tipo de defeito criado não foi satisfatório na produção de instabilidade, sendo assim, a teoria dos três compartimentos deve estar atrelada a outras avaliações como, avaliação do mecanismo da fratura, do exame neurológico e da classificação da fratura (REINHOLD et al., 2013).

Segundo estudo que produziu instabilidade em vértebras toracolombares para comparar diferentes configurações de implantes (DEVIREN et al., 2005), a instabilidade deve ser produzida por meio da facetectomia e anulotomia.

Por se tratar de um defeito criado por uma ostectomia do corpo vertebral em cunha, é possível que a maior instabilidade seja observada nos ensaios de flexão/extensão, onde há uma falha maior na porção ventral que seria a base do triângulo. Estes dados corroboram com estudo que constatou maior diferença estatística dos parâmetros nos ensaio de flexão/extensão, quando há fratura em cunha (KIFUNE et al., 1995). Talvez por isso, a diferença significativa da AM nesses casos foi quando houve comparação entre o grupo intacto/grupo bilateral e grupo defeito/grupo bilateral, indicando a necessidade de uma estabilização bilateral. Também houve menor AM do grupo bilateral em comparação com o unilateral, porém sem importância estatística.

Em estudo comparando a taxa de fusão vertebral de pacientes submetidos a estabilizações curtas de L4-L5, unilateral x bilateral, foram observados resultados clínicos muito semelhantes entre os dois procedimentos (KABINS et al., 1992). O que também foi observado em outro estudo (SUK et al., 2000), porém foi constatado que a estabilização unilateral também era efetiva em um e dois segmentos. No entanto, não é possível correlacionar os

achados do presente estudo, por se tratar apenas de um estudo biomecânico em que a fusão não ocorre. Sendo assim, tais dados servem apenas para fomentar maiores estudos que avaliem se a estabilização unilateral é suficiente.

Os achados observados nos ensaios de inclinação, apontam para uma diminuição da AM nos grupos unilateral e bilateral, indicando que as estabilizações proporcionaram maior estabilização do segmento lesionado, tais dados corroboram com os achados em estudo que não observou diferenças estatísticas de diferentes configurações em ensaios de inclinação (DEVIREN et al., 2005).

No entanto, em estudo que comparou diversas configurações de estabilizações em vértebras lombares (YÜCESOY et al., 2008), entre elas a unilateral curta e bilateral curta, houve diferença significativa na comparação da AM dos segmentos: normal x unilateral curta, normal x bilateral curta, unilateral x bilateral nos ensaios de flexão/extensão e inclinação; também houve diferença significativa da AM dos segmentos: íntegro x bilateral curta e unilateral curta x bilateral curta, no movimento de torção. Já no presente estudo, houve diferença significativa na comparação da AM dos segmentos: normal x bilateral curta, no movimento de torção; normal x unilateral curta, normal x bilateral curta, no movimento de inclinação; não houve diferença significativa na torção.

As facetas articulares presentes nas vértebras torácicas e lombares limitam os movimentos de torção na região, diferentemente da região cervical, onde há grande mobilidade rotacional (MIELE et al., 2018). Tal fato corrobora com os achados referentes aos ensaios de torção, que não apresentaram diferenças estatísticas dos parâmetros avaliados, indicando ser um tipo de força responsável por pouca mobilidade da coluna vertebral toracolombar. Sendo assim, é possível inferir que a utilização de implantes e/ou configurações que anulem a torção do segmento lesionado, não sejam necessários.

O tipo de abordagem cirúrgica (ventral, dorsal ou mista), assim como o tipo de estabilização (curta ou longa) ainda permanece contraditório em medicina humana, sendo adotada em muitos casos, a estabilização curta, por

promover estabilização adequada, com menor utilização de aparatos cirúrgicos, menor incisão cirúrgica, e maior facilidade de aplicação (ÖKTEN et al., 2015). Além disso, nenhum estudo demonstrou diferença significativa em relação aos resultados clínicos de ambos procedimentos (TEZEREN; KURU, 2005; HÜBNER et al., 2011), embora haja uma maior taxa de falha a longo prazo em estabilizações curtas em humanos (FILHO; SIMÕES; PRADO, 2016).

Na medicina veterinária, o uso de PVPHC na estabilização de vertebras só foi descrito na coluna lombossacra (ZINDL et al., 2018). Sendo assim utilizou-se a configuração descrita para estabilizações com pino ou parafuso associada a cimento ósseo (SHARP; WHEELER, 2004). No entanto, convém frisar que já há estudos na medicina humana, que apontam a necessidade de estabilizações longas em comparação com estabilizações curtas (DEVIREN et al., 2005).

7. CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo são promissores quanto à realização de estabilizações curtas bilaterais com a utilização de PVPHC. No entanto, são necessários maiores estudos na área, englobando tanto a biomecânica quanto um acompanhamento clínico a longo prazo, no intuito de observar se a estabilização é suficiente para promover fusão intervertebral.

8. REFERÊNCIAS

ARAÚJO, B. M.; ARIAS, M. V. B.; TUDURY, E. A. Paraplegia aguda com perda da percepção de dor profunda em cães : revisão de literatura . Paraplegia aguda com perda da percepção de dor profunda em cães : revisão de literatura Acute paraplegia with loss of deep pain perception in dogs : literature review. **Revista Clínica Veterinária**, v. 81, n. October 2009, p. 70–82, 2009.

BAGLEY, R. S. Spinal fracture or luxation. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 30, n. 1, p. 133–153, 2000. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(00\)50006-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(00)50006-0)>.

BALI, M. S. et al. Comparative Study of Vertebral Fractures and Luxations in dogs and cats. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, n. 1, p. 47–53, 2009.

BRODKE, D. et al. Segmental pedicle screw fixation or cross-links in multilevel lumbar constructs: a biomechanical analysis. **The Spine Journal**, v. 1, p. 373–379, 2001.

BRUCE, C. W.; BRISSON, B. A.; GYSELINCK, K. Spinal fracture and luxation in dogs and cats: A retrospective evaluation of 95 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 21, n. 3, p. 280–284, 2008.

BRUECKER, K. A. Principles of Vertebral Fracture Management. **Seminars in Veterinary Medicine and Surgery**, v. 11, n. 4, p. 259–272, 1996.

BUDRAS, K. et al. **Anatomy of the dog: an illustrated text**. Fifth ed. [s.l.: s.n.]

CHARLES, Y. P.; STEIB, J. Management of thoracolumbar spine fractures with neurologic disorder. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 101, n. 1, p. S31–S40, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.024>>.

CHO, W.; CHO, S. K.; WU, C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. **Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume**, v. 92-B, n. 8, p. 1061–1065, 2010. Disponível em: <<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/cgi/doi/10.1302/0301-620X.92B8.24237>>.

DA COSTA, R. C.; MOORE, S. A. Differential Diagnosis of Spinal Diseases. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 755–763, 2010.

DE MOURA FRANÇA, L. C. et al. Biomechanical comparative study of compression strength between single locked monoaxial screws and double locked monoaxial screws | Estudo biomecânico comparativo da resistência à força de compressão entre os parafusos pediculares monoaxiais com travament. **Coluna/ Columna**, v. 9, n. 2, p. 113–118, 2010.

DENIS, F. The Three Column Spine and its Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injuries. **Spine**, v. 8, n. 8, p. 817–831, 1983.

DENIS, F. Spinal Instability as Defined by the Three-column Spine Concept in Acute Spinal Trauma. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. NA;, n. 189, p. 65–76, 1984. Disponível em:
<<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00003086-198410000-00008>>.

DENNIS, H. H. W.; TAK, H. H. A Review of Thoracolumbar Spine Fracture Classifications. **Journal of Orthopaedics and Trauma**, v. 1, p. 1–5, 2011. Disponível em: <<http://www.ashdin.com/journals/JOT/235406/>>.

DENNY, H. R.; BUTTERWORTH, S. J. Spinal Fractures and Luxations. In: **A Guide to Canine and Feline Orthopaedics Surgery**. [s.l: s.n.]p. 206–216.

DEVIREN, V. et al. Pedicle screw fixation of the thoracic spine: An in vitro biomechanical study on different configurations. **Spine**, v. 30, n. 22, p. 2530–2537, 2005.

DEWEY, C. W.; DA COSTA, R. C. **Myelopathies: Disorders of the Spinal Cord**. [s.l: s.n.]

DIFAZIO, J.; FLETCHER, D. J. Updates in the Management of the Small Animal Patient with Neurologic Trauma. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 43, p. 915–940, 2013.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. **Tratado de Anatomia Veterinária**. [s.l: s.n.]

EVANS, H. E.; DE LAHUNTA, A. **Miller's Anatomy of the Dog, 4th ed.** [s.l.: s.n.]

FEHLINGS, M. G.; PERRIN, R. G. The Timing of Surgical Intervention in the Treatment of Spinal Cord Injury: A Systematic Review of Recent Clinical Evidence. **Spine**, v. 31, n. 11 Suppl, p. S28-35; discussion S36, 2006.

FERGUSON, R. L. et al. Biomechanical Comparisons of Spinal Fracture Models and the Stabilizing Effects of Posterior Instrumentations. **Spine**, v. 13, n. 5, p. 453–460, 1988.

FILHO, C. A. A.; SIMÕES, F. C.; PRADO, G. O. Thoracolumbar burst fractures , short x long fixation : a meta-analysis. **Coluna/Columna**, v. 15, n. 1, p. 78–84, 2016.

FLUEHMANN, G.; DOHERR, M. G.; JAGGY, A. Canine neurological diseases in a referral hospital population between 1989 and 2000 in Switzerland. **Journal of Small Animal Practice**, v. 47, n. 10, p. 582–587, 2006.

GAINES, R. W. Current Concepts Review The Use of Pedicle-Screw Internal Fixation for the Operative Treatment of Spinal Disorders *. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 82-A, n. 10, p. 1458–1476, 2000.

HALL, D. A. et al. Bending Strength and Stiffness of Canine Cadaver Spines After Fixation of a Lumbar Spinal Fracture-Luxation Using a Novel Unilateral Stabilization Technique Compared to Traditional Dorsal Stabilization. **Veterinary Surgery**, v. 44, n. 1, p. 94–102, 2015.

HETTLICH, B. Vertebral Fracture and Luxation Repair. In: SHORES, A.; BRISSON, B. A. (Ed.). **Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery**. [s.l.] John Wiley and Sons, 2017. p. 209–222.

HOERLEIN, B. F. Comparative disk disease: man and dog. **Journal of the American animal hospital association**, v. 15, n. 5, p. 535–545, 1979.

HÜBNER, A. R. et al. Análise Comparativa de Técnicas de Fixação para Fraturas da Coluna Toracolombar. **Coluna/ Columna**, v. 10, n. 4, p. 275–278, 2011.

IORIO, J. A.; JAKOI, A. M.; SINGLA, A. Biomechanics of degenerative spinal

disorders. **Asian Spine Journal**, v. 10, n. 2, p. 377–384, 2016.

JEFFERY, N. D. Vertebral fracture and luxation in small animals. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 809–828, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cvsm.2010.05.004>>.

JOHNSON, A. L.; HOULTON, J. E. F.; VANNINI, R. **AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat**. [s.l: s.n.]v. 148

KABINS, M. B. et al. Isolated L4-L5 fusions using the variable screw placement system: unilateral versus bilateral. **Journal Spinal Disorder**, v. 5, n. 1, p. 39–49, 1992.

KIFUNE, M. et al. Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries. **European Spine Journal**, v. 4, n. 2, p. 98–103, 1995.

KINNS, J. et al. Radiographic Sensitivity and Negative Predictive Value for Acute Canine Spinal Trauma. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 47, n. 6, p. 563–570, 2006.

KOKTEKIR, E. et al. Anterior transpedicular screw fixation of cervical spine: Is it safe? Morphological feasibility, technical properties, and accuracy of manual insertion. **Journal of neurosurgery. Spine**, v. 22, n. 6, p. 596–604, 2015.

KÖNIG, H. E.; LIEBICH, H. **Anatomia dos Animais Domésticos Vol. 1**. [s.l: s.n.]

MAGERL, F. et al. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. **European Spine Journal**, v. 3, n. 4, p. 184–201, 1994.

MIELE, V. J. et al. **Concepts and Biomechanics Mechanisms of Spinal Basic Biomechanical Principles Biomechanically Relevant Anatomy**. [s.l: s.n.]

ÖKTEN, A. İ. et al. Results of treatment of unstable thoracolumbar burst fractures using pedicle instrumentation with and without fracture-level screws. **Acta Neurochir**, v. 157, p. 831–836, 2015.

OLBY, N. The pathogenesis and treatment of acute spinal cord injuries in dogs. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p.

791–807, 2010.

OXLAND, T. R.; PANJABI, M. M. THE ONSET AND PROGRESSION OF SPINAL INJURY : A DEMONSTRATION OF NEUTRAL ZONE SENSITIVITY. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 10, p. 1165–1172, 1992.

PANJABI, M. M. et al. Thoracic spine centers of rotation in the sagittal plane. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 1, n. 4, p. 387–394, 1983.

PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. **Journal of Spinal Disorders**, v. 5, n. 4, p. 390–397, 1992.

PANJABI, M. M. et al. Validity of the Three-Column Theory of Thoracolumbar Fracture.pdf. **Spine**, v. 20, n. 10, p. 1122–1127, 1995.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 371–379, 2003.

PANJABI, M. M.; PETER, J.; BS, T. Development of Stabilimax NZ From Biomechanical Principles. **SAS Journal**, v. 1, n. 1, p. 2–7, 2007. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S1935-9810\(07\)70040-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1935-9810(07)70040-3)>.

PARENT, J. Clinical approach and lesion localization in patients with spinal diseases. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 733–753, 2010.

PEREZ-ORRIBO, L. et al. Instrumentation of the Posterior Thoracolumbar Spine: From Wires to Pedicle Screws. **Operative Neurosurgery**, v. 10, n. 4, p. 497–505, 2014.

PETTEYS, R. J. et al. Design and testing of a controlled electromagnetic spinal cord impactor for use in large animal models of acute traumatic spinal cord injury. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 43, p. 229–234, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jocn.2017.04.031>>.

PFEIFFER, F. M.; ABERNATHIE, D. L. Erratum: A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs: A study using tapped and untapped pilot holes (Spine (2006) 31, (E867-E870)). **Spine**, v. 32, n. 14, p. 1573, 2007.

- REINHOLD, M. et al. AO spine injury classification system : a revision proposal for the thoracic and lumbar spine. **European Spine Journal**, p. 1–18, 2013.
- SENGUPTA, D. K.; FAN, H. The Basis of Mechanical Instability in Degenerative Disc Disease. **Spine**, v. 39, n. 13, p. 1032–1043, 2014.
- SHARP, N. J. H.; WHEELER, S. J. **Small Animal Spinal Disorders Diagnosis and Surgery**. Second ed. [s.l.: s.n.]
- SHEPARD, M. F. et al. Effects of Polyaxial Pedicle Screws on Lumbar Construct Rigidity. **Journal of Spinal Disorders and Techniques**, v. 15, n. 3, p. 233–236, 2002.
- SHORES, A. Pathophysiology and Management of Traumatic Spinal Injuries. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 22, n. 4, p. 859–888, 1992. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616\(92\)50080-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0195-5616(92)50080-8)>.
- SHORES, A.; BRAUND, K. G.; BRAWNER JR, W. R. Management of acute spinal cord trauma. **Veterinary Medicine**, v. 85, n. 7, p. 724–739, 1990.
- SONAGLI, M. A. et al. Estudo Biomecânico Da Fixação Pedicular Curta Na Fratura-Explosão Toracolombar. **Coluna/Columna**, v. 10, n. 3, p. 183–187, 2011.
- STURGES, B. K. et al. Biomechanical Comparison of Locking Compression Plate versus Positive Profile Pins and Polymethylmethacrylate for Stabilization of the Canine Lumbar Vertebrae. **Veterinary Surgery**, v. 45, n. 3, p. 309–318, 2016.
- SUK, K. S. et al. Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spinal fusion. **Spine**, v. 25, n. 14, p. 1843–1847, 2000.
- SUK, S. I.; KIM, W. J. Pedicle Screw Fixation in Thoracic or Thoracolumbar Burst Fractures. In: **Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics**. London: Springer-Verlag, 2016. p. 405–467.
- TEZEREN, G.; KURU, I. Posterior fixation of thoracolumbar burst fracture: Short-segment pedicle fixation versus long-segment instrumentation. **Journal of Spinal Disorders and Techniques**, v. 18, n. 6, p. 485–488, 2005.

TOBIAS, K. M.; JOHNSTON, S. A. *Veterinary surgery: small animal*. 2012.

VOSS, K.; MONTAVON, P. M. Tension band stabilization of fractures and luxations of the thoracolumbar vertebrae in dogs and cats: 38 cases (1993-2002). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 225, n. 1, p. 78–83, 2004. Disponível em:

<<http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/javma.2004.225.78%5Cnpapers2://publication/doi/10.2460/javma.2004.225.78>>.

WATINE, S. et al. Computed tomography study of implantation corridors in canine vertebrae. **Journal of Small Animal Practice**, v. 47, n. November, p. 651–657, 2006.

WHITESIDES, T. E. Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 128, p. 78–92, 1977.

WONG, W. T. Use of : pins methacry late in stabilisation of spinal fractures and C ? 1980.

YILMAZ, M. et al. Asymmetric Posterior Thoracolumbar Fixation following a Posterolateral Transpedicular Approach for Unilateral Vertebral Disease. **Neurologia medico-chirurgica**, v. 55, n. 7, p. 564–569, 2015. Disponível em: <https://www.jstage.jst.go.jp/article/nmc/55/7/55_oa.2014-0085/_article>.

YUAN, H. A. et al. A Historical Cohort Study of Screw. **Spine**, v. 19, n. 20S, p. 2.279S-2.296S, 1994.

YÜCESOY, K. et al. Biomechanics of unilateral compared with bilateral lumbar pedicle screw fixation for stabilization of unilateral vertebral disease. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 8, n. 1, p. 44–51, 2008. Disponível em: <<http://thejns.org/doi/10.3171/SPI-08/01/044>>.

ZINDL, C. et al. Kinematic behavior of a novel pedicle screw-rod fixation system for the canine lumbosacral joint. **Veterinary Surgery**, v. 47, n. 1, p. 114–124, 2018.