

GABRIEL ANTONIO COVINO DIAMANTE

Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar *ex vivo* de cães

São Paulo

2021

GABRIEL ANTONIO COVINO DIAMANTE

Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar *ex vivo* de cães

Tese 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 Doutor em Ciências.

Departamento: Departamento de 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

2021

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

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

T. 4045
FMVZ

Diamante, Gabriel Antonio Covino

Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar *ex vivo* de cães / Gabriel Antonio Covino Diamante. – 2021.
94 f. : il.

Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2021.

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. Cão. 2. *Crosslink*. 3. Parafuso pedicular. 4. Instabilidade vertebral. 5. Fraturas da coluna vertebral. I. Título.



Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Universidade de São Paulo

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "ESTUDO BIOMECÂNICO EX VIVO DA ESTABILIDADE EM FRATURAS ACOMETENDO UM COMPARTIMENTO NA COLUNA TORACOLOMBAR EM CÃES.", protocolada sob o CEUA nº 4632010716 (ID 003605), sob a responsabilidade de **Cássio Ricardo Auada Ferrigno e equipe; Gabriel Antonio Covino Diamante** - 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 10/05/2017.

We certify that the proposal "Ex-vivo biomechanical evaluation of spinal stability with fractures affecting one column", utilizing 20 Dogs (males and females), protocol number CEUA 4632010716 (ID 003605), under the responsibility of **Cássio Ricardo Auada Ferrigno and team; Gabriel Antonio Covino Diamante** - 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 05/10/2017.

Finalidade da Proposta: **Pesquisa**

Vigência da Proposta: de **08/2016 a 08/2019**

Área: **Clínica Cirúrgica Veterinária**

Origem: **HOVET/FMVZ/USP**

Espécie: **Cães**

sexo: **Machos e Fêmeas**

idade: **2 a 8 anos**

N: **20**

Linhagem: **Não se aplica**

Peso: **10 a 15 kg**

Local do experimento: Laboratório de biomecânica do LOTC

São Paulo, 13 de junho de 2020

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna
Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Camilla Mota Mendes
Vice-Coordenador
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo



Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Universidade de São Paulo

São Paulo, 18 de dezembro de 2019
CEUA N 4632010716

Ilmo(a). Sr(a).
Responsável: **Cássio Ricardo Auada Ferrigno**
Área: **Clínica Cirúrgica Veterinária**

Título da proposta: "ESTUDO BIOMECÂNICO EX VIVO DA ESTABILIDADE EM FRATURAS ACOMETENDO UM COMPARTIMENTO NA COLUNA TORACOLOMBAR EM CÃES."

Parecer Consubstanciado da Comissão de Ética no Uso de Animais FMVZ (ID 005605)

A Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, no cumprimento das suas atribuições, analisou e **APROVOU** a Alteração do cadastro (versão de 22/novembro/2019) da proposta acima referenciada.

Resumo apresentado pelo pesquisador: "Solicito por gentileza a alteração do título da pesquisa para: "Comparação biomecânica [ex vivo] entre parafusos vertebrais poliaxiais de titânio com e sem "cross-link system" e parafusos corticais com cimento ósseo na estabilização da coluna toracolombar de cães." O motivo da mudança é decorrente da alteração na metodologia que foi enviado na última emenda. Desde já agradeço Att".

Comentário da CEUA: "Solicitação de alteração de título aprovada".

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna
Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Camilla Mota Mendes
Vice-Coordenador
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: DIAMANTE, Gabriel Antonio Covino

Título: Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar *ex vivo* de cães.

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

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

A Deus em primeiro lugar, que por meio de suas bênçãos e sua infinita bondade nos dá o dom da vida e nos ajuda a realizar todos os nossos sonhos.

Aos meus pais Antônio F. Diamante e Irene P. Covino Diamante, que me deram toda a base e as condições para chegar até aqui. À minha esposa Mizaele Moradore Fernandes Diamante por todo apoio e companheirismo nesses anos de dedicação.

Às minhas cachorras Dalila e Hebe, pois, por amá-las tanto, consigo entender bem os sentimentos que meus clientes têm por seus pets, o que me estimula a estudar para cada vez fazer um melhor trabalho para eles.

Por fim, ao novo integrante da família, meu filho Massimo Antonio Fernandes Diamante.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me abençoou com essa grande oportunidade e sempre esteve comigo em todos os momentos, ajudando-me a ter coragem de sempre seguir em frente.

Ao meu orientador Professor Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno pela oportunidade cedida para que eu pudesse cursar o doutorado, que foi a realização de um sonho, sonho esse compartilhado com inúmeros ortopedistas. Sinto-me muito privilegiado por essa oportunidade e por todo conhecimento e ensinamentos passados pelo senhor. Sem dúvida, professor, essa oportunidade mudou a minha vida pessoal e profissional, ensinou-me a pensar grande e a querer a cada dia me aperfeiçoar mais. O senhor nos deu muitos exemplos pelo grande profissional que é, muita gratidão por você, professor. Além disso, muito obrigado pelos bons momentos fora da rotina que sempre foram proporcionados, nos churrascos em sua casa com sua família, confraternizações e também nos cursos da AOVet.

Ao Professor Dr. André Luis do Valle De Zoppa, que aceitou ser meu co-orientador, muito obrigado por toda paciência que teve comigo durante esse período, indubitavelmente você é um grande exemplo de professor e ser humano, obrigado por toda empatia que tem por seus orientados, além de inteligência emocional para nos guiar. Tenho grande admiração por você, o senhor se diferencia não só pela intelectualidade, mas também pela sabedoria. Muito obrigado mesmo, muita gratidão por tê-lo conhecido.

Ao meu amigo e mentor intelectual Prof. Dr. Paulo Vinícius Tertuliano Marinho, que me incentivou a vir para São Paulo e fazer o doutorado, por todo apoio e estímulo, por acreditar em mim e pela nossa amizade, que se iniciou em Londrina e com certeza perdurará por muitos e muitos anos. Aproveito para agradecer também aqui sua esposa e minha amiga Dra. Carolina Zani, que com certeza fez parte da minha formação, que me ajudou a chegar aqui hoje.

Ao meu amigo e Sócio Dr. Thales Bregadioli, só tenho a agradecer por todo apoio e ajuda nesses anos de doutorado, pela parceria que proveu muitos frutos e hoje nos posiciona com um serviço de excelência no mercado nacional, além de inúmeras

oportunidades que se abriram também na América Latina. Muito obrigado pela amizade e por permitir que eu e minha esposa estejamos presentes junto a sua família.

Ao meu amigo e sócio Dr. Gustavo R. Nucci, que desde o início, quando me mudei para São Paulo, me deu oportunidade de trabalharmos juntos, compartilhar sua experiência e com isso muitos frutos resultaram dessa parceria associada à amizade, que se iniciou em 2013 quando fizemos especialização juntos. Além disso, tenho certeza de que muitos outros bons resultados ainda virão. Obrigado pela amizade e pela oportunidade de estar junto de você e da sua família, em especial à dona Nerci e ao seu Roberto, ao Eduardo, à Beatriz e à Nina.

A minha amiga Dra. Bianca Marfil Dias, muito obrigado pela amizade e por toda ajuda e apoio. Andando junto com pessoas de bom coração e otimistas como você, eu acabo aprendendo um pouco e me forçando a evoluir. Gratidão pela sua amizade com a Mizaele e comigo, você é muito especial para nós.

Agradecimento especial ao César Augusto Pereira, que foi peça fundamental no desenvolvimento do equipamento de ensaio que durou 3 anos. Muito obrigado César pela paciência e dedicação; esse estudo não poderia ocorrer sem a sua colaboração. Obrigado pela parceria com a Medicina Veterinária, com certeza você engrandece muito os estudos realizados pelo Serviço de Ortopedia Veterinária.

Ao Dr. Mario Ferraro, pelo apoio com a parte estatística do projeto.

Muito obrigado aos colegas do Serviço de Ortopedia da USP (LOTIC), Thales Bregadioli, Paulo Marinho, Leonardo Prado, Bianca Marfil, Bianca Fiuza, Leandro Lopes, Fernanda Paes, Isis Dal-Bó, Aline Macedo, Renato Otaviano, Viviane Galeazzi e Jaqueline França, que de diversas maneiras ajudaram no convívio e nas trocas de experiências na minha formação profissional, em especial aqui ao Thales, Leonardo, Renato e Leandro, que me ajudaram muito em nossa parceria na coleta dos espécimes.

Aos enfermeiros do HOVET USP, Jesus dos Anjos Vieira, Otávio Rodrigues dos Santos, Cledson Lelis dos Santos, Mirom e Milton por toda ajuda sempre prestada, pela amizade desenvolvida nesse período, pelos excelentes momentos e risadas.

Aos técnicos do serviço de radiologia do HOVET FMVZ-USP Reginaldo Silva e Márcio dos Santos Candido, por toda ajuda sempre prestada com muita boa vontade. Vocês são pessoas de muito bom coração e que ajudam muito os pacientes e os profissionais do hospital.

A Lívia Gimenes, secretária da pós-graduação que sempre me orientou e ajudou muito com as obrigações de pós-graduandos, com muita simpatia, educação e bom humor. Com certeza a pós-graduação seria muito mais difícil sem sua ajuda.

A todos os professores e médicos veterinários da FMVZ-USP de todos os setores, como a anestesiologia, radiologia, obstetrícia, cirurgia geral, cardiologia, dermatologia, clínica médica e nutrição que sempre ajudaram e trabalharam juntos com a ortopedia, o que potencializou muito os resultados clínicos dos pacientes.

A todos os médicos veterinários residentes do HOVET que passaram pelo Serviço de Ortopedia, que de muitas maneiras ajudaram a acontecer os atendimentos e as cirurgias.

A empresa Focus® Ortopedia Veterinária, Indaiatuba – SP, Brasil. Pelo material fornecido para realização do estudo.

À CAPES pela bolsa de doutorado concedida. O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

.

“Não importa de onde você veio nem onde você está, o que vale é aonde você quer chegar”. (ROBERTO SHINYASHIKI)

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”.
(ALBERT EINSTEIN)

RESUMO

DIAMANTE, G.A.C. Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar *ex vivo* de cães. 2021. 94 f. Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

O trauma vertebromedular ocorre com frequência em cães e resulta em consequências graves, desde perda parcial a total das funções motoras, sendo a região toracolombar o segmento da coluna vertebral mais afetado. Os parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT) foram recentemente inseridos na medicina veterinária, com poucos estudos que avaliem sua eficácia na coluna toracolombar. O objetivo desse estudo foi comparar a rigidez da instrumentação com PVPT com e sem *cross-link* na coluna toracolombar com a instrumentação por cimento ósseo e parafusos corticais. Foram coletados 13 segmentos toracolombares (T11-L3) de cães adultos com peso entre 27-45Kg, provenientes do Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (VPT / FMVZ-USP), que vieram a óbito por condições não relacionadas ao estudo. Formaram-se cinco grupos experimentais a partir de cada unidade de teste: Grupo Controle (G0), Grupo instável (G1), Grupo Poliaxial (G2); Grupo Poliaxial + *cross-link* (G3) e Grupo Parafuso + PMMA (G4). Mensurou-se a zona neutra e amplitude de movimento nos eixos de inclinação lateral, flexão-extensão e torção. A fixação bilateral sem o *cross-link* (G2), não foi capaz de estabilizar a coluna em torção, reduziu a média da amplitude de movimento em 67%, porém não de forma significativa ($p=0,103$); quando adicionado o *cross-link* (G3) reduziu em 74% a média da AM e de forma significativa ($p=0,004$). O acréscimo do *cross-link* não aumenta a rigidez no eixo de flexão-extensão e inclinação. A instrumentação com PMMA/parafusos é o método mais rígido e restaura a rigidez em todos os eixos de movimento, sendo o único grupo que retorna a níveis pré-corpectomia o eixo de torção.

Palavras-chave: Cão. *Crosslink*. Parafuso pedicular. Instabilidade vertebral. Fraturas da coluna vertebral.

ABSTRACT

DIAMANTE, G.A.C. *Ex vivo biomechanical comparison between bone cement associated with cortical screws and polyaxial titanium screws with or without cross-link in the stabilization of thoracolumbar column of dogs.* 2021. 94 f. Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

The spinal trauma frequently occurs in dogs and results in serious consequences from partial to total loss of motor functions, with the thoracolumbar region being the most affected segment of the spine. Titanium polyaxial vertebral screws have recently been inserted into veterinary medicine, with few studies evaluating their effectiveness in canine thoracolumbar spine. The aim of this study was to compare the stiffness of instrumentation of polyaxial screw with and without cross-link in the thoracolumbar spine with instrumentation by PMMA and cortical screws. Thirteen thoracolumbar segments (T11-L3) were collected from adult dogs weighing between 27-45Kg, from the Department of Pathology, Faculty of Veterinary Medicine and Zootechnics, University of São Paulo (VPT / FMVZ-USP), who died or were euthanized from conditions unrelated to the study. Five experimental groups were formed from each test unit: Control (G0), Unstable (G1), Polyaxial (G2); Polyaxial + cross-link (G3) and Screw + PMMA (G4). The neutral zone (NZ) and range of motion (ROM) were measured in the axis of lateral inclination, flexion-extension and torsion. Bilateral fixation without the cross-link (G2), was not able to stabilize the unit in torsion axis, reduced the average ROM by 67%, but not significantly ($p = 0.103$); when the cross-link was added (G3), the average ROM was reduced significantly in 74% ($p = 0.004$). The addition of the cross-link does not increase stiffness in the flexion-extension and inclination axis. Instrumentation with PMMA / screws is the most rigid method and restores rigidity in all axes of movement, being the only group that returns to pre-corpectomy levels the torsion axis.

Keywords: Dogs. Crosslink. Pedicular screw. Spinal instability. Spinal fracture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem fotográfica da coluna lombar canina. A: Vista dorsal, processo espinhoso (*), lâmina dorsal, processo articular (#) e processos transversos (Setas amarelas); B: Vista lateral, forame intervertebral (F.I.V), o corpo vertebral (C.V.), processo espinhoso (*), processo articular (#) e pedículo vertebral e processo acessório (seta azul). C: Vista dorsal das vértebras demonstrando a fusão das três vértebras sacrais (S1;S2;S3), processos articulares caudais de L7 (#) e processo espinhoso de L7(*). Articulação sacro-ilíaca (A.S.I), Fonte: Modificado de DIAMANTE, 2016. 26

Figura 2 - Imagem comparando a coluna vertebral do homem e do cão. A: Coluna canina apresentando sete vértebras cervicais, 13 torácicas, 7 lombares e 3 sacrais. B: Coluna humana apresentando sete vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares e 5 sacrais, observa-se na coluna humana as curvaturas côncavas (cervical e lombar) e convexas (torácica e sacral) importantes na postura bípede. Fonte: DIAMANTE, (2016)..... 29

Figura 3 - Imagem comparativa da 3^o vertebra lombar humana (A) com a 4^o vertebra lombar canina (B), demonstrando a maior espessura do pedículo humano (*) em relação ao do cão e o formato triangular do canal vertebral humano (#), quando comparado ao canal ovalado canino. Cortesia DIAMANTE et al., 2020..... 31

Figura 4 - Desenho representativo dos seis movimentos fisiológicos da coluna vertebral nos três eixos. 1- Flexão-Extensão; 2- Inclinação lateral e 3- Rotação axial. Fonte: DIAMANTE, 2016..... 33

Figura 5 - Representação da curva de deslocamento em graus decorrente da carga. A- Unidade de teste (UT) submetida a carga de flexão-extensão mostra um comportamento não linear da coluna vertebral, demonstrando a área de AM (amplitude de movimento), ZN (zona neutra) e ZE (zona elástica); B- Modelo que representa o gráfico de carga-deslocamento, nomeado de "bola na taça", a região da zona neutra (ZN) é representada pela porção rasa da taça onde pouca carga é necessária para causar seu deslocamento. Fonte: Adaptado de Panjabi, 2003. 35

Figura 6: Representação da divisão vertebral em três compartimentos. Vermelho: compartimento dorsal, consiste do processo espinhoso, estruturas ligamentares dorsais e o arco dorsal; Verde: compartimento médio, consiste do ligamento longitudinal dorsal associado ao terço posterior do disco intervertebral (DIV) e do corpo vertebral; Amarelo: Compartimento ventral: consiste do restante do DIV e do corpo vertebral associado ao ligamento longitudinal ventral (HETTLICH, Vertebral fracture and luxation repair. In: SHORES, A.; BRISSON, B. A. (Ed.). Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery. 2017)..... 37

Figura 7 - Corte tomográfico transversal evidenciando o angulo (Alfa), a largura (W) e o comprimento (L) dos corredores seguros para inserção de implantes na coluna toracolombar. L1: Ângulo de 60°; T13: Ângulo de 44,5°; L4: Ângulo de 60°; T11: Ângulo de 28. Fonte: Adaptado de WATINE et al, 2006..... 38

Figura 8 - Pinos inseridos no corpo vertebral (A) e parafusos corticais inseridos no corpo vertebral (B); C: Peça anatômica representando a posição do cimento ósseo sobre os parafusos; D: Imagem pós-operatória de uma estabilização vertebral por meio de 6 parafusos corticais conectados pelo cimento ósseo. Fonte: Modificado de Sharp; Wheeler, 2005. 40

Figura 9 - Setas Vermelhas: Representação do vetor das cargas aplicadas ao osso após a estabilização com placas convencionais (atrato) e bloqueada (angular) A: Representação da placa convencional que é fixa na superfície óssea e gera estabilidade por meio de atrito gerado pelo aperto do parafuso cortical; B: Representação da placa bloqueada que confere estabilidade angular por meio da conexão da cabeça rosqueada do parafuso com o orifício da placa sem a necessidade de contato íntimo com o periósteo; C: Modelo de placa SOP®, apresentando um corte sagital (C') do implante e do parafusos (C''); D: Modelo de placa LCP®, apresentando um corte sagital (D') do implante e do parafuso (D''). Imagens modificadas de Whe; Kraus, 2012 e imagens da internet. 42

Figura 10 - Pinos de Steinmann (*), fixados nos processos articulares vertebrais por meio de fios de cerclagem (setas vermelhas). Fonte: Modificado de Sharp; Wheeler, 2005. 44

Figura 11 - A: Arco curvado do fixador esquelético externo vertebral fixo aos pinos de Shanz.; B: Pinos de fixação corretamente inseridos nas vértebras e fixos pelo arco externo curvado. Fonte: WHEELER et al, 2007. 45

Figura 12 - Sistema de instrumentação barra-gancho (Hook-rod System), desenvolvido por Harrington, 1966. 1: Barra rosqueada utilizada para compressão; 2: Barra denteada utilizada para distração; 3: Gancho de distração; 4: Gancho de compressão. * Processos transversos; # Processo espinhoso; DIV – disco intervertebral; CV – corpo vertebral. Fonte: modificado de HARRINGTON, 1966.... 46

Figura 13 – A: Realização da perfuração com pino liso iniciando-se na faceta articular da 5ª vértebra lombar (#) até o pedículo sacral; B: Representação da colocação de enxerto cortico-esponjoso sobre a região estabilizada (*); C: Imagem radiográfica ventro-dorsal da inserção dos parafusos nas facetas articulares (setas brancas) de L4 passando pelo pedículo de L5 – S: Sacro; D: Imagem radiográfica lateral dos mesmos parafusos, S: Sacro. Fonte: BOUCHER, 1959. 47

Figura 14 - A: Clamp articulado conectado ao parafuso e a barra; B: Parafusos inseridos nas vértebras lombares em cadáver; C e D: Imagem radiográfica lateral e ventro-dorsal dos parafusos inseridos no pedículo das vértebras lombares e conectados pela barra; E: componentes da instrumentação pedicular (parafuso, clamp articulado e o parafuso pedicular) Fonte: Krag et al., 1986. 47

Figura 15 - A: Barras de aço conectadas; B: Modelos de parafusos pediculares monoaxiais; C: Barra de aço curvada com o ganho de fixação que é associado a instrumentação. Fonte: Cotrel et al., 1988. 48

Figura 16 - Instrumentação moderna da coluna lombar humana com o uso de parafuso pedicular poliaxial de titânio. A: Vista dorsal da estabilização da coluna lombossacra;

B: Versatilidade do parafuso que permite distração das vértebras; C: Parafuso sendo inserido dentro de pedículo vertebral; D: Versatilidade do parafuso que permite compressão das vértebras. Fonte: www.depuysynthes.com 49

Figura 17 - A: Pontos de entrada do parafuso no pedículo vertebral de L7 e do sacro; B: Imagem trans-cirúrgica da aplicação dos parafusos conectados por barra (setas pretas) na região lombossacra evidenciando o cone medular (*); C: Imagem radiográfica lateral da coluna lombossacra após a aplicação dos parafusos pediculares; D: Imagem tomográfica dos parafusos inseridos no pedículo do sacro; E: Imagem tomográfica dos parafusos inseridos no pedículo da L7. Fonte: Smolders et al., 2012..... 50

Figura 18 - A: Representação do local de inserção do parafuso pedicular no pedículo da vértebra lombar humana em comparação ao mesmo parafuso inserido no corpo vertebral da vértebra lombar canina(B); C: Modelo de parafuso pedicular poliaxial, que permite a movimentação em todas as direções, facilitando a conexão com a barra de titânio; D: Vista ventro-dorsal da fixação das 1ª e 2ª vértebras lombares em um cão por meio de parafusos poliaxiais; E: Vista lateral da mesma estabilização. Autoria: Diamante, 2018. 52

Figura 19 - Sistema de PVPT associado ao “cross-link” veterinário, 3.5mm (Focus®, Indaiatuba – SP, Brasil). A: Sistema fixado em modelo ósseo de resina com a barra moldada para adaptar a coluna toracolombar; B: Modelo da construção montado da maneira como são utilizados na cirurgia. Cortesia: Diamante, 2020. 54

Figura 20 - Imagem de radiografia digital incluindo a UT utilizada na avaliação biomecânica. A: Preenchimento de T11-T12 e L3 com resina acrílica auto polimerizante para a constituição da base de teste, deixando livre T13-L1-L2; B: delimitação do corpo vertebral de T13 e L2, pontos de inserção dos implantes, para posterior comparação com a escala de 25 graus de alumínio. Autoria: Diamante, 2020. 57

Figura 21 - Instrumentação. A: Barra conectora de 4mm de diâmetro; B: Barra conectora do *cross-link* de 3mm de diâmetro; C: Copo do PVPT; D: Corpo de 3.5mm do PVPT; E: Contra parafusos; F: Clamps do *cross-link* em vista lateral e frontal. * Local de entrada da chave sextavada 3,5mm para aperto; #Local de entrada do *cross-link* no *clamp*. Autoria: Diamante, 2020..... 59

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Resultados das médias da Densitometria Óptica Radiográfica 64
- Tabela 2 - A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Flexão-Extensão 65
- Tabela 3 - A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Inclinação Lateral.
..... 67
- Tabela 4 - A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Torção 68

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em F-E.....	65
Gráfico 2 - Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em IL	67
Gráfico 3 - Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em T	69
Gráfico 4 - Comparação estatística entre o grupo G0 com o grupo G1 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 1Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 1Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 1Nm (F).	70
Gráfico 5 - Comparação estatística entre o grupo G0 com os grupos G2; G3 e G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 2Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 2Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 2Nm (F).....	72
Gráfico 6 - Comparação estatística entre o grupo G1 com os grupos G2; G3 e G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 1Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 1Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 1Nm (F).....	74
Gráfico 7 - Comparação estatística entre o grupo G2 com o grupo G3 e o grupo G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 2Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 2Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 2Nm (F).....	76

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Resultado da comparação entre o grupo controle (G0) e o grupo instável (G1). Houve aumento significativo em todos os eixos avaliados, evidenciando a instabilidade vertebral. 70

Quadro 2 - Resultado da comparação entre o grupo controle (G0) e os três tipos de instrumentação testados. Todos os grupos reduziram tanto a ZN quando a AM2Nm no eixo de inclinação se tornando mais rígido que o grupo controle. Em flexão-extensão o grupo G2 não diferiu do controle, o grupo G3 foi mais rígido que o controle com carga de 2Nm porém a ZN se manteve similar e o grupo G4 foi mais rígido nos dois parâmetros. Em torção apenas o grupo G4 reestabeleceu os níveis pré-corpectomia, tanto o G2 quanto o G3 apresentaram médias significativamente maiores..... 71

Quadro 3 - Resumo das comparações entre a coluna instável (pós-corpectomia) ou grupo G1 com os três tipos de instrumentação testados. Todos os grupos foram capazes de reduzir de forma significativa a AM tanto na ZN quanto com carga de 1Nm no eixo de inclinação. No eixo de flexão-extensão s grupos G3 e G4 reduziram a AM de forma significativa tanto na ZN quanto com carga de 1Nm, porém o grupo G2 apenas conseguiu reduzir a AM com carga de 1Nm, na ZN não foi capaz. No eixo de torção o grupo G2 falhou em estabilizar a coluna em ambos os parâmetros, o grupo G3 apenas conseguiu quando aplicado carga de 1Nm, mantendo instabilidade na ZN, o grupo G4 foi o único capaz de reduzir de forma significativa os dois parâmetros avaliados. 73

Quadro 4 - Resumo das comparações realizadas entre os três métodos de instrumentação avaliados. O grupo G2 não diferiu do grupo G3 em nenhum dos eixos avaliados com carga de 2Nm ou na ZN. Em relação ao grupo G4 o grupo G2 apresentou similaridade em inclinação, porém o grupo G4 foi significativamente mais rígido tanto em flexão extensão quanto em torção. O grupo G3 foi similar ao G4 em inclinação em torção tanto com carga de 2Nm quanto na ZN, em flexão foi inferior na ZN, porém similar quando aplicado carga de 2Nm. 75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF	Ânulo Fibroso
AM	Amplitude de Movimento
AM1Nm	Mensuração da AM com carga de 1Nm
AM2Nm	Mensuração da AM com carga de 2Nm
C	Vértebras Cervicais
Cd	Vértebras Caudais
G0	Grupo controle formado da coluna sem intervenção
G1	Grupo instável formado da coluna após corpectomia
G2	Grupo com 6 parafusos poliaxiais
G3	Grupo com 6 parafusos poliaxiais + <i>cross-link</i>
G4	Grupo com parafusos corticais e cimento ósseo
L	Vértebras Lombares
NP	Núcleo Pulposos
PCT	Placa cartilaginosa terminal
PVPT	Parafusos vertebrais poliaxiais de titânio
Cross-link	Barra conectora da instrumentação com PVPT
PMMA	Cimento ósseo ou polimetil metacrilato
S	Vértebras Sacrais
T	Vértebras Torácicas
UT	Unidade de Teste
ZN	Zona neutra
ZE	Zona elástica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	22
2	REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1	ANATOMIA VERTEBRAL EM CAES.....	24
2.2	ANATOMIA VERTEBRAL COMPARADA ENTRE CAES E HUMANOS	27
2.3	BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL	32
2.4	IMPLANTES UTILIZADOS NA COLUNA VERTEBRAL TORACOLOMBAR.....	37
2.4.1	Parafusos / pinos associados ao pmma (cimento ósseo).	39
2.4.2	Fixação vertebral com placa sop e lcp	41
2.4.3	Fixação segmentar	42
2.4.4	Fixação esquelética externa	44
2.4.5	Parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT)	45
2.4.6	Barras conectoras “cross-link”	52
3	OBJETIVOS	55
3.1	OBJETIVO GERAL	55
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	55
4	MATERIAL E MÉTODO	56
4.1	PREPARAÇÃO DAS UNIDADES DE TESTE (UT).....	56
4.2	INSTRUMENTAÇÃO.....	58
4.3	ENSAIOS BIOMECÂNICOS E FORMAÇÃO DOS GRUPOS.....	60
4.4	COLETA DOS DADOS DOS ENSAIOS MECÂNICOS NÃO DESTRUTIVOS	62
4.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	63
5	RESULTADOS	64
5.1	DENSITOMETRIA ÓPTICA	64
5.2	ANÁLISE BIOMECÂNICA.....	64
5.3	ANÁLISE DOS DADOS:.....	69
5.3.1	Flexão-Extensão; Inclinação e Torção G0 vs. G1 (ZN e ROM)	69
5.3.2	Flexão-Extensão, Inclinação e Torção G0 vs. G2, G3 e G4	71
5.3.3	Flexão-Extensão, inclinação e Torção G1 vs. G2, G3 e G4	72

5.3.4	Flexão-Extensão, Inclinação e Torção G2 vs G3 vs G4.....	75
6	DISCUSSÃO	77
7	CONCLUSÕES	82
	REFERÊNCIAS.....	83
	ANEXOS	89

1 INTRODUÇÃO

O traumatismo vertebromedular em cães ocorre com frequência, comumente resultante de atropelamentos e quedas de grandes alturas; e apresenta alta taxa de morbimortalidade, com consequências que podem variar desde dor à perda total das funções motoras, sensoriais e viscerais, sendo a região toracolombar a mais afetada em humanos, cães e gatos (BRUECKER, 1996; VOSS; MONTAVON, 2004; JEFFERY, 2010; BRITO et al., 2011; HÜBNER et al., 2011; MENDES; ARIAS, 2012; DIFAZIO; FLETCHER, 2013).

O objetivo do tratamento das fraturas e luxações vertebrais (FLV) é proporcionar ao tecido nervoso lesionado possibilidade de recuperação, além de prevenir danos adicionais à medula, que podem ocorrer quando existe instabilidade vertebral (JEFFERY, 2010).

Vários implantes utilizados na instrumentação da coluna vertebral são descritos para a estabilização da região toracolombar de cães, como por exemplo: placas não-bloqueadas convencionais ou modelo SOP^{®1} (*String of Pearls*), placas bloqueadas LCP^{®2} (LCP - *Locking Compression Plate*), uso de pinos associados a hemicerclagens e a utilização de cimento ósseo (PMMA - polimetilmetacrilato) associado a parafusos corticais ou pinos, sendo o último considerado padrão-ouro na literatura veterinária (CABASSU, 2005; JEFFERY, 2010; HETTLICH, 2017).

Em pacientes humanos, o uso de parafusos poliaxiais de titânio inseridos no pedículo vertebral (parafusos pediculares) é considerado atualmente o padrão-ouro para a estabilização vertebral de fraturas. O uso desses parafusos teve início na década de 80, com modelos monoaxiais de aço inoxidável, e, desde então, consequente ao bom resultado apresentado, substituíram os outros implantes por serem mais versáteis e terem menor taxa de complicação, dando-se preferência nos dias atuais pela liga de titânio em virtude do uso dos aparelhos de ressonância magnética (LECOUTEUR, 2007; HÄRTL; PARAJÓN, 2017).

¹ SOP[®] - Orthomed

² LCP[®] - DePuySynthes

Recentemente esses parafusos começaram a ser estudados em animais, sendo encontrados na literatura em estudos biomecânicos e clínicos (MEIJ et al., 2007; SMOLDERS et al., 2012; TELLEGEN et al., 2015; ZINDL et al., 2018), entretanto há uma deficiência de estudos que comprovem a sua eficiência na região toracolombar.

Em decorrência das diferenças anatômicas entre os cães e os seres humanos, bem como do local de inserção e fixação dos parafusos na coluna toracolombar, que difere entre as espécies, o objetivo do presente estudo é comparar o comportamento biomecânico com a estabilização toracolombar por parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não à barra conectora (*cross-link*), com a por parafusos corticais/PMMA em segmentos toracolombares instáveis de cadáveres de cães.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANATOMIA VERTEBRAL CANINA

As vértebras são ossos com características e estruturas específicas que seguem um certo padrão, porém que tem uma grande variação dependendo do seguimento ou mesmo da vértebra em que se está avaliando. No cão o esqueleto axial é formado por um número próximo de 50 vértebras, com a maioria conectando-se e articulando-se entre si por um disco intervertebral, associada a uma articulação sinovial entre os processos articulares. Algumas vértebras não possuem o DIV entre si por serem fusionadas ou apresentar sustentação apenas por ligamentos. O esqueleto axial, permite mobilidade ao tronco para os movimentos fisiológicos diários. (SHARP; WHEELER, 2005; EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

A coluna divide-se com base nas características vertebrais, em cinco grupos: a super móvel coluna cervical de C1 a C7, a rígida coluna torácica de T1 a T13, moderadamente móvel coluna lombar de L1 a L7 e a sacral de S1 a S3 que é fusionada. As vértebras caudais de Cd1 a Cd20 possuem um número variado, que depende da raça sendo aproximadamente 20 vértebras. As vértebras possuem características em comum, como corpo vertebral, arco vertebral dorsal (lâmina dorsal e pedículos direito e esquerdo) e pelos processos transversos, espinhoso e articulares; porém esses variam consideravelmente dependendo da vértebra e do grupo a qual ela pertence (SHARP; WHEELER, 2005; EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

O disco intervertebral (DIV) atua como uma estrutura importante na estabilidade da coluna: dá suporte, conectando os corpos vertebrais, enquanto permite movimentos em todos os eixos. É composto pelo anel fibroso (AF), situado externamente, formado de lamelas de fibrocartilagem concêntricas, contendo fibrócitos e feixes de colágeno, não contendo suprimento sanguíneo e com baixa inervação. Internamente o DIV possui uma estrutura gelatinosa em formato de feijão, contendo alto teor de água e rica em proteoglicanas, chamada núcleo pulposo (NP). Além dessas estruturas o DIV é limitado cranial e caudalmente pelas placas cartilaginosas terminais. Compostas por camadas de condrócitos e representantes de aproximadamente 6% da largura do disco, situam-se em contato íntimo com os corpos vertebrais, os quais têm uma rede vascular rica pela qual os nutrientes ganham acesso

ao DIV por meio de difusão e osmose (MIELE et al., 2011; INNES; MELROSE, 2015; FENN; OLBY, 2020).

Entre os componentes que formam a vértebra, na parte dorsal localiza-se o arco dorsal que é composto por dois pedículos e uma lâmina, que unidos ao corpo da vértebra formam um canal nomeado de forame vertebral; a soma dos forames vertebrais resulta na formação do canal vertebral, onde situa-se a medula espinhal. As porções esquerda e direita da lâmina unem-se ao centro, formando o processo espinhoso. Na conexão da lâmina com o pedículo, observa-se a presença de um par de processos articulares bilateral. No par cranial, as superfícies articulares apontam dorsal ou medialmente, e no par caudal, as superfícies apontam ventral ou lateralmente em relação ao eixo longitudinal da coluna, variando entre o grupo vertebral pertencente (Figura 1) (EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

Na região dorsal das vértebras existem ligamentos importantes, por exemplo, o ligamento nucal, que se insere desde o processo espinhoso do eixo até o processo espinhoso das primeiras vértebras torácicas; a partir desse ponto, muda de nome e começa ser chamado de ligamento supraespinhoso, inserindo-se no topo dos processos espinhosos. Abaixo desse ligamento, encontra-se o ligamento interespinhoso, conectando os processos espinhosos acima do arco dorsal (SHARP; WHEELER, 2005; EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

O ligamento amarelo ou "flavum" localiza-se entre as vértebras, dorsal à medula espinhal, e apresenta função significativa na mobilidade e estabilidade vertebral. Esse ligamento pode tornar-se espesso, resultando em compressão medular podendo estar associado a síndromes como wobbler e cauda equina. Mais cranial, na região torácica, observa-se o ligamento intercapital que, por sua vez, ligando a cabeça das costelas desde T2 até T11, sendo ele o responsável pela baixa incidência de hérnias de disco nessa região pelo reforço que sua presença faz no anel dorsal. Por fim, na região ventral do corpo da vértebra, situa-se o ligamento longitudinal ventral, do eixo até o sacro (SHARP; WHEELER, 2005; EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

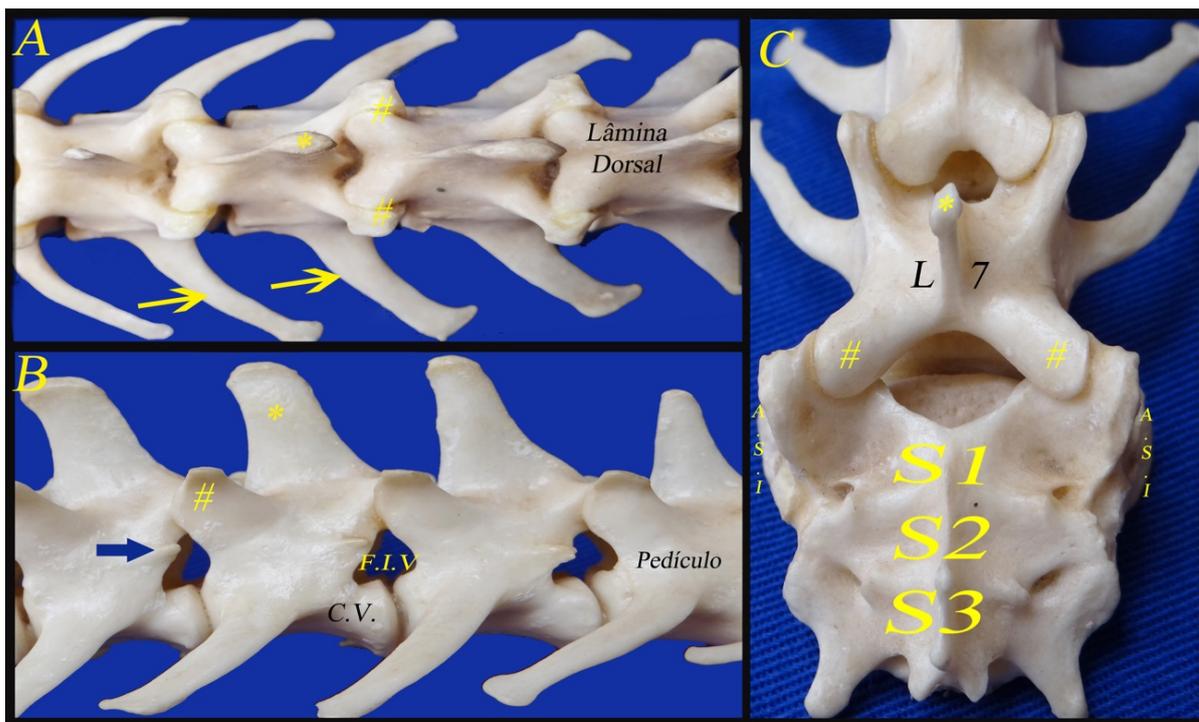


Figura 1: Imagem fotográfica da coluna lombar canina. A: Vista dorsal, processo espinhoso (*), lâmina dorsal, processo articular (#) e processos transversos (Setas amarelas); B: Vista lateral, forame intervertebral (F.I.V.), o corpo vertebral (C.V.), processo espinhoso (*), processo articular (#) e pedículo vertebral e processo acessório (seta azul). C: Vista dorsal das vértebras demonstrando a fusão das três vértebras sacrais (S1;S2;S3), processos articulares caudais de L7 (#) e processo espinhoso de L7(*). Articulação sacro-iliaca (A.S.I), Fonte: Modificado de DIAMANTE, 2016.

O segmento de vértebras torácicas tem como característica processos espinhosos longos que se inclinam para caudal até a décima vértebra (T10), mudando de direção na décima primeira (T11) onde a inclinação muda para cranial, recebendo o nome de vértebra anticlinal. Essas vértebras articulam-se com as costelas, além de possuírem um corpo vertebral curto (EVANS; DE LAHUNTA, 2010; JEFFERY, 2010). Nessa região o processo transversos é curto e irregular, contendo a fôvea, local onde as costelas articulam-se. Na região cranial da vértebra torácica a faceta tem um plano oblíquo horizontal, parecido com as cervicais, ao passo que os processos articulares das vértebras mais caudais possuem uma orientação vertical, similar à das vértebras lombares (SHARP; WHEELER, 2005).

A região lombar traz como característica um corpo vertebral grande e seus processos transversos orientados para cranial saindo ventrolateral ao corpo; a região de transição T13-L1 é um ponto de localização cirúrgico para os cirurgiões, é possível palpar o processo transversos de L1 que é menos que as outras lombares e a décima terceira costela. A porção média da coluna lombar possui os processos espinhosos, as facetas articulares e processo acessório maiores, inclinados cranialmente. A última

vértebra lombar ou L7 apresenta um pedículo vertebral mais largo, no qual é possível a inserção de implantes similar a realizada em seres humanos pois é considerada uma região mais rígida, além de ser um pouco mais curta em relação às outras. O sacro canino é composto por três vértebras sacrais que são fusionadas em um corpo que se articula com a pelve por meio da articulação sacro-ilíaca (KRAG et al., 1986; SHARP; WHEELER, 2005; EVANS; DE LAHUNTA, 2010; JEFFERY, 2010; HETTLICH, 2017).

2.2 ANATOMIA VERTEBRAL COMPARADA HUMANA E CANINA

As diferenças anatômicas e biomecânicas entre a coluna humana e dos quadrúpedes podem representar alterações nos resultados dos estudos experimentais, assim, os pesquisadores devem conhecer bem as semelhanças e as diferenças para poder inferir que os resultados de uma se aplicam à outra (SHENG et al., 2010).

Quando observadas as colunas vertebrais de cães e humanos, verificam-se características em comum. Ambas possuem processos transversos, dois pares de processos articulares além de estruturas como o corpo vertebral, que representa a maior parte da vértebra e se amplia na região mais caudal da coluna. O arco dorsal é formado nas duas espécies a partir da junção dos pedículos vertebrais com a lâmina e, na sua região central, inicia-se um prolongamento chamado de processo espinhoso. Porém, algumas diferenças merecem ser pontuadas, pois podem alterar a biomecânica vertebral (DUFOUR, 2004; EVANS; DE LAHUNTA, 2010).

Entre as dessemelhanças, há duas principais características de grande importância clínica que diferem as espécies; são elas: a largura dos pedículos e o tamanho do corpo vertebral, ambos significativamente maiores nos seres humanos quando comparados aos caninos. O pedículo vertebral é o ponto mais rígido da vértebra e considerado o local de eleição para inserção de implantes na vértebra humana, quando se objetiva estabilizar a coluna, pois promove uma fixação rígida em três dimensões. Como o cão tem um pedículo mais delgado, o local de inserção de implantes mais comumente utilizado é o corpo vertebral. (KRAG et al., 1986; EVANS; DE LAHUNTA, 2010; MOUSSAZADEH; FU, 2017).

A diferença de tamanho do corpo vertebral se dá em decorrência da postura bípede do humano, que faz com que o suporte de carga axial seja maior, fazendo com

que evolutivamente os humanos tenham desenvolvido um maior corpo vertebral. Na região lombar, a profundidade no sentido anteroposterior do corpo vertebral é maior que o dobro nos humanos em relação aos cães, e a largura do corpo vertebral é 83% maior nos humanos quando comparados a cães entre 20-25kg (F. MCLAIN; YERBY; MOSELEY, 2002; MOUSSAZADEH; FU, 2017).

Os humanos apresentam uma quantidade menor de vértebras, por volta de 33 na fase inicial do desenvolvimento; após o crescimento, acontece fusão na região sacral e na região coccígea, resultando em 24 vértebras móveis no adulto. O cão possui média significativamente maior: 50 vértebras; essa diferença ocorre principalmente pela presença da cauda, que possui média de 20 vértebras coccígeas, ao passo que o ser humano possui de 3 a 5 (HOERLEIN, 1979; TORTORA; DERRICKSON, 2010; BERGKNUT et al., 2015).

A coluna humana quando observada no plano frontal, seja anterior ou posterior, tem aparência reta. No entanto, no plano sagital é possível observar quatro curvaturas fisiológicas, duas convexas, na região cervical (C1-C7) e lombar (L1-L5), e duas côncavas, na região torácica (T1-T12) e sacral (S1-S5). Essa característica anatômica representa uma resposta evolutiva da espécie humana devido à necessidade da posição bípede e possui importância em manter o centro de gravidade em um único eixo sobre a pelve e os pés. Dessa forma, necessita-se de pouco esforço muscular para manter a postura bípede, além de ajudar a absorver impactos, protegendo as vértebras. Essas quantidades de vértebras por segmento se difere em alguns dos cães, que possuem por exemplo 13 torácicas, sete lombares e três sacrais fusionadas (Figura 2) (DUFOUR, 2004; TORTORA; DERRICKSON, 2010; BERGKNUT et al., 2012; IZZO et al., 2013; MOUSSAZADEH; FU, 2017).

Em ambos os casos, os segmentos vertebrais possuem distintos graus de mobilidade, com a coluna cervical e lombar mais flexível, o segmento torácico mais rígido e o sacro fixo, porém os cães apresentam mobilidade nas vértebras coccígeas e os humanos, por sua vez, apresentam essa região fusionada como o sacro, sem mobilidade (EVANS; DE LAHUNTA, 2010; TORTORA; DERRICKSON, 2010).

A coluna vertebral humana representa aproximadamente metade do comprimento do corpo, variando em uma média de 61cm nas mulheres a 71cm nos homens. Os cães possuem uma coluna com o comprimento maior em relação ao seu corpo, por causa da existência da cauda, sendo seu comprimento médio de 109cm em um cão de 18kg (HOERLEIN, 1979).

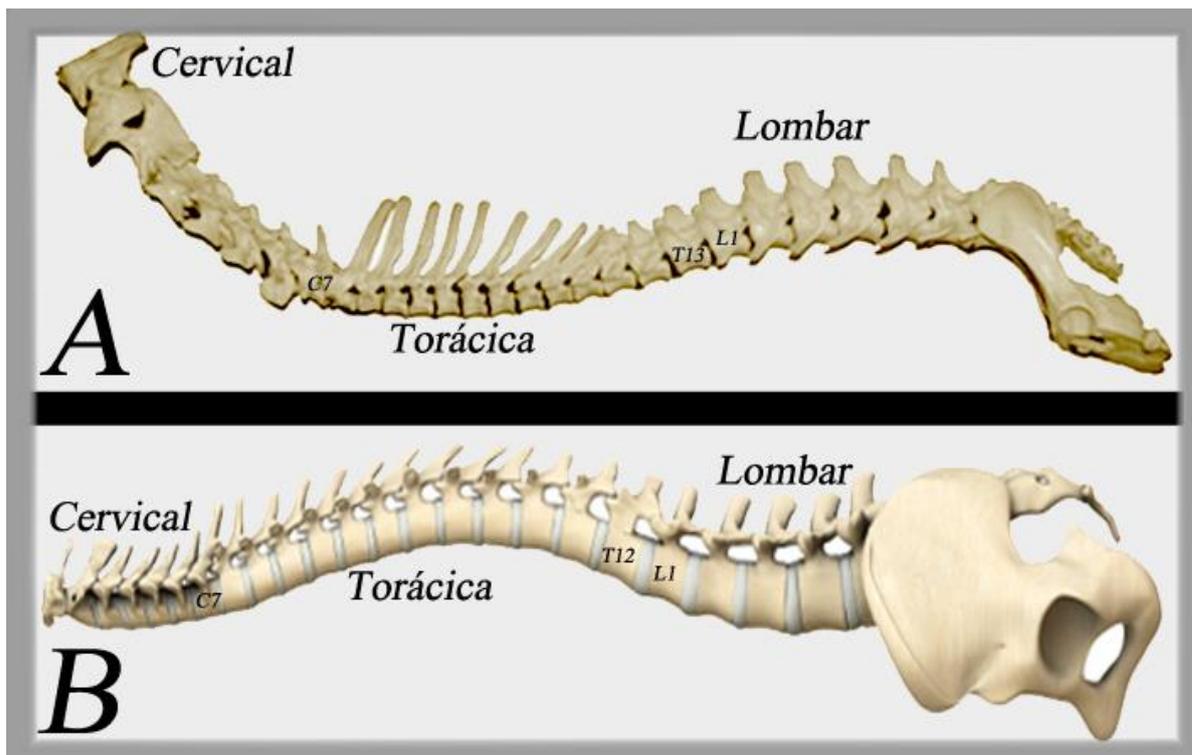


Figura 2: Imagem comparando a coluna vertebral do homem e do cão. A: Coluna canina apresentando sete vértebras cervicais, 13 torácicas, 7 lombares e 3 sacrais. B: Coluna humana apresentando sete vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares e 5 sacrais, observa-se na coluna humana as curvaturas côncavas (cervical e lombar) e convexas (torácica e sacral) importantes na postura bípede. Fonte: DIAMANTE, (2016).

As duas espécies apresentam um DIV semelhante, embora os cães apresentem um DIV menor que o humano. Consistem em um anel fibroso, núcleo pulposo e placas cartilagosas terminais cranial e caudal. O núcleo pulposo é uma estrutura gelatinosa com elevado teor de água, que funciona como um coxim-hidráulico, para amortecer impactos na coluna e permitir mobilidade, limitado em sua volta pelo ânulo fibroso (AF). Em ambas as espécies, o AF possui baixa vascularização, no entanto, os seres humanos têm elevada inervação nessa região, diferentemente dos cães que têm inervação escassa, sendo encontradas terminações nervosas apenas nas lamelas externas do AF. Já as estruturas ligamentares em volta dos discos caninos são bem inervadas. Todas as vértebras possuem entre si o DIV, com exceção entre a primeira e segunda vértebra cervical (C1-C2) e entre o sacro (S1-S3 cães) e (S1-S5 humanos). A diferença está nas vértebras coccígeas, que no cão apresentam mobilidade e presença de DIV, diferentemente dos humanos, nos quais são fusionadas e sem mobilidade (BERGKNUT et al., 2012; KRANENBURG; HAZEWINKEL; MEIJ, 2013; FENN; OLBY, 2020).

O canal vertebral humano é mais amplo e possui formato triangular, o cão possui diâmetro do canal vertebral 43% mais estreito na região lombar em relação aos seres humanos, além de possuir formato mais ovalado. Em ambas as espécies, as áreas cervicais e lombares possuem o canal vertebral maior. Os processos transversos se conectam ao pedículo na vértebra humana, enquanto que na canina estão ao lado do corpo vertebral e são, em média, 16% mais curtos que os humanos na L4 (HOERLEIN, 1979; F. MCLAIN; YERBY; MOSELEY, 2002) (Figura 3).

A medula espinhal divide-se em segmentos medulares, que são a porção da medula que dá origem a um par de nervos espinhais e é classificada em cervical, torácica, lombar, sacral e coccígea, dependendo do segmento e dos nervos que se ligam a ela. Ambas as espécies apresentam duas intumescências, cervico-torácica e lombossacra, das quais saem as raízes dos nervos que inervam o membro torácico e pélvico, respectivamente, no cão, ou superiores e inferiores, no caso dos humanos. Alguns dos segmentos medulares estão localizados sobre a vértebra de mesmo nome, entretanto, nas duas espécies, em decorrência do desenvolvimento mais rápido da medula espinhal em relação à coluna vertebral, existe uma diferença entre o local dos segmentos medulares e seus respectivos pontos ósseos de saída na coluna (SHARP; WHEELER, 2005; MOUSSAZADEH; FU, 2017).

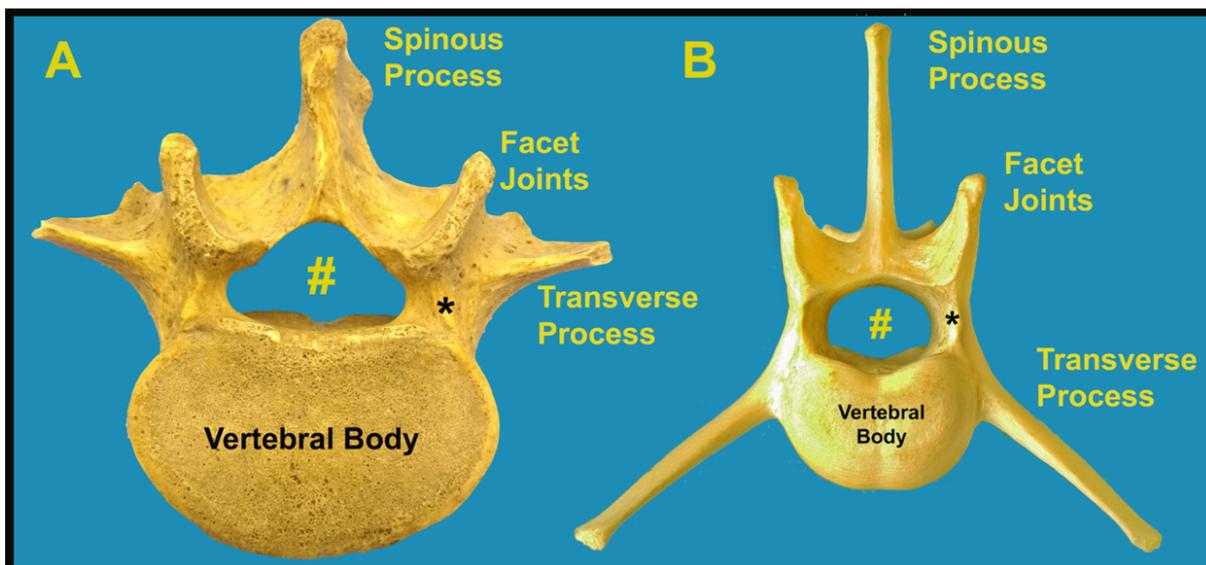


Figura 3: Imagem comparativa da 3ª vértebra lombar humana (A) com a 4ª vértebra lombar canina (B), demonstrando a maior espessura do pedículo humano (*) em relação ao do cão e o formato triangular do canal vertebral humano (#), quando comparado ao canal ovalado canino. Fonte: DIAMANTE et al., 2020.

Na espécie humana, a terminação da medula espinhal (cone medular) situa-se aproximadamente na altura da primeira vértebra lombar (L1) antes de avançar para a cauda equina, enquanto que no cão essa terminação medular situa-se aproximadamente na altura da sexta vértebra lombar (L6) e, a partir desse ponto, iniciam-se as raízes nervosas que compõem a cauda equina (HOERLEIN, 1979; SHARP; WHEELER, 2005; TORTORA; DERRICKSON, 2010; MOUSSAZADEH; FU, 2017). Essa diferença tem grande importância clínica, uma vez que, por apresentar a medula mais curta, muitas lesões lombares que no cão podem resultar em paraplegia, no humano provavelmente resultariam apenas em dor ou fraqueza.

2.3 BIOMECÂNICA VERTEBRAL

A coluna vertebral é um complexo articular de vértebras que abarca a medula espinhal, raízes nervosas e artérias vertebrais, responsável pela transmissão de carga entre o esqueleto apendicular e axial, com objetivo de proteger os elementos neurais. É composta por uma série de estruturas anatômicas, dentre elas o corpo vertebral (CV), o disco intervertebral (DIV) e as facetas articulares, que em conjunto com a musculatura paraespinhal e os ligamentos vertebrais promovem resistência e também permitem mobilidade controlada. A coluna é dividida em três principais segmentos: a super móvel coluna cervical, a pouco móvel coluna torácica e a móvel coluna lombar (JEFFERY, 2010; WONG et al., 2017)

O corpo vertebral, importante estrutura de suporte de carga axial, é circundado perifericamente por osso cortical denso e crânio-caudal (cães) ou superior-inferior (humanos) pelas placas terminais cartilaginosas (PTC), sendo internamente preenchido por osso esponjoso. A quantidade de suporte de carga axial do osso esponjoso é diretamente relacionada com a sua densidade mineral; como exemplo, os pacientes que têm osteoporose, conseqüentemente, apresentam sua capacidade de suporte de carga comprometida, podendo resultar em fraturas patológicas, mesmo sob cargas fisiológicas (WONG et al., 2017).

Adjacente ao corpo, localiza-se o disco intervertebral (DIV), composto internamente pelo núcleo pulposo e externamente pelo ânulo fibroso, cuja função principal é de absorção de carga, podendo tolerar carga cíclica por muito tempo. Além disso, o DIV também atua na estabilidade da coluna, sendo mantido sob pressão pelas estruturas ligamentares. Em conjunto com as estruturas supracitadas, as facetas articulares promovem basicamente duas funções: atuam na estabilidade vertebral, controlando a direção e a amplitude dos movimentos, pois sua orientação é diferente em cada vértebra e em cada segmento da coluna, para facilitar e limitar o grau de movimento; em conjunto a isso, as facetas articulares também atuam compartilhando o suporte de carga junto ao corpo vertebral (INNES; MELROSE, 2015).

As estruturas ligamentares vertebrais promovem estabilidade de uma maneira passiva, por meio da interface com o osso, que mantém uma constante tensão e acoplamento osso-osso, e por meio de suas propriedades elásticas, promovendo uma banda de tensão e suporte para a translação. Por fim, a musculatura epaxial, diferente da musculatura esquelética, que visa promover movimentos, tem como função

primária atuar como um estabilizador da coluna, durante a movimentação fisiológica (IZZO et al., 2013; WONG et al., 2017).

Existe um grau de movimentação da coluna vertebral que é fisiológico e necessário para as atividades diárias. Essa movimentação decorre da translação e rotação sobre três eixos anatômicos, que resultam em seis movimentos, compostos por flexão-extensão (F-E), torção axial (T) direita e esquerda, e inclinação lateral (IL) direita e esquerda (Figura 4). A orientação dos processos articulares, os tipos de ligamentos e a anatomia do corpo vertebral são quem define os principais movimentos de cada segmento, dessa maneira observa-se que cada nível vertebral seja cervical, torácico ou lombar, apresenta um comportamento biomecânico diferente (MIELE et al., 2011).



Figura 4: Desenho representativo dos seis movimentos fisiológicos da coluna vertebral nos três eixos. 1- Flexão-Extensão; 2- Inclinação lateral e 3- Rotação axial. Fonte: DIAMANTE, 2016.

A análise biomecânica objetiva fazer uma avaliação do efeito da aplicação de energia e força em um sistema biológico, por meio de princípios físicos reconhecidos e, com isso, mimetizar *in vitro* o que ocorreria *in vivo* para, então, poder definir alguns protocolos clínicos. No entanto, por motivos éticos, há uma limitação em estudo *in vivo*, por isso grande parte dos experimentos biomecânicos realizam-se primeiro em cadáveres, para depois serem confirmados clinicamente (GRAUER; PANJABI, 2007; MIELE et al., 2011).

Quando aplicadas na coluna, as forças podem ser resumidas em vetores nos três eixos de movimento, F-E, IL e T. A amplitude de movimento (AM) fisiológica é o deslocamento do segmento de uma extremidade a outra, em qualquer um dos três eixos supracitados e é delimitada por estruturas como facetas, disco e corpo vertebral;

como essas são distintas em cada segmento vertebral, a AM também difere dependendo do segmento da coluna. Por exemplo, a região cervical apresenta AM maior quando comparada a outras regiões, o inverso do que é observado no caso da coluna torácica, pois apresenta mais rigidez em decorrência da estabilidade proporcionada por meio das costelas e articulações costovertebrais. A coluna lombar é menos flexível que a cervical e menos rígida que a coluna torácica. A rigidez é definida como resistência à carga aplicada. (GRAUER; PANJABI, 2007; MIELE et al., 2011; IZZO et al., 2013).

A coluna vertebral apresenta um movimento de carga/deslocamento não-linear, que significa que, ao iniciar o movimento, há grande deslocamento com pouca carga e, em seguida, torna-se mais rígida até o limite fisiológico. Esse comportamento bifásico é dividido em dois momentos, chamados de zona neutra (ZN) e zona elástica (ZE) respectivamente. A ZN é a parte inicial do movimento vertebral (amplitude de movimento) que demonstra a flexibilidade fisiológica da coluna, ou seja, na qual ocorre naturalmente a movimentação sem muito esforço. Ao final da ZN inicia-se a ZE, em que ocorre aumento de resistência ao movimento, colocando sob tensão as estruturas vertebrais e ligamentares até o limite fisiológico do movimento. A amplitude de movimento é formada pela soma dos dois momentos: $ZN + ZE = AM$ (Figura 5) (PANJABI, 1992; BUSSCHER et al., 2010; IZZO et al., 2013).

Em alguns estudos utilizando unidades de teste, os equipamentos determinam a zona neutra, medindo o deslocamento em graus da coluna vertebral com 0Nm de carga aplicada, e a amplitude de movimento, medida com o deslocamento ocorrido entre os picos de carga aplicados em cada extremidade do eixo, que são pré-definidas em cada estudo. Esse método representa na prática a definição teórica dessas fases do movimento vertebral (BEER et al., 2020)

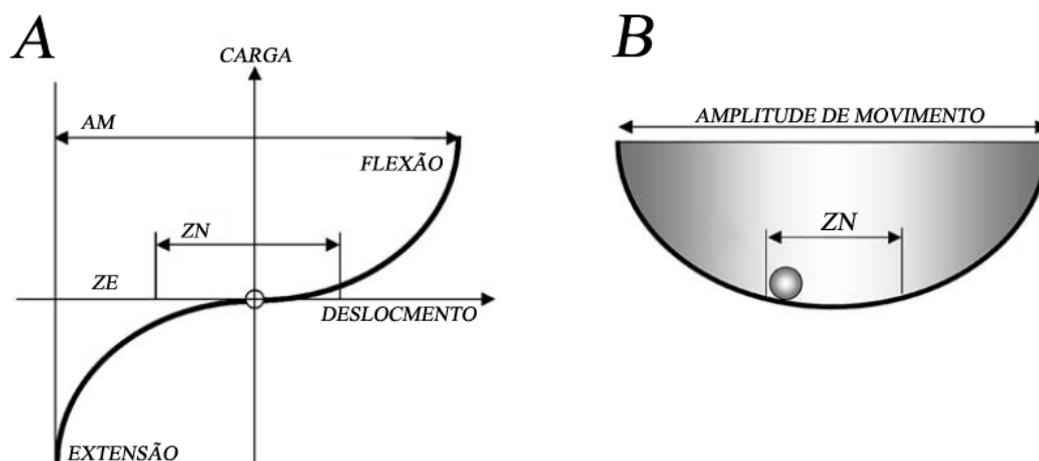


Figura 5: Representação da curva de deslocamento em graus decorrente da carga. A- Unidade de teste (UT) submetida a carga de flexão-extensão mostra um comportamento não linear da coluna vertebral, demonstrando a área de AM (amplitude de movimento), ZN (zona neutra) e ZE (zona elástica); B- Modelo que representa o gráfico de carga-deslocamento, nomeado de "bola na taça", a região da zona neutra (ZN) é representada pela porção rasa da taça onde pouca carga é necessária para causar seu deslocamento. Fonte: Adaptado de Panjabi, 2003.

Os estudos geralmente dividem a coluna em unidades funcionais vertebrais (UFV) ou unidades de teste (UT), compostas por pelo menos dois corpos vertebrais adjacentes com disco intervertebral, facetas articulares e ligamentos. Essa UT é considerada a menor porção da coluna em que os resultados possam ser extrapolados para segmentos vertebrais maiores. Os estudos *in vitro* geralmente avaliam a coluna, observando o comportamento de carga deslocamento da UT escolhida. Uma vez que as cargas são aplicadas, realiza-se o monitoramento por meio de curvas geradas nos programas. Essas respostas da UT são mensuradas, utilizando-se parâmetros anteriormente citados, entre eles, a amplitude de movimento e/ou sua subdivisão como a zona neutra e elástica, em qualquer dos eixos de movimento da coluna (PANJABI, 1992; GRAUER; PANJABI, 2007).

A produção de fraturas ou instabilidades vertebrais *in vitro* se faz necessária, principalmente para verificar a efetividade e a rigidez de um implante, estabilizando-a, pois, conseguir fraturas que ocorreram naturalmente é mais difícil, além de não se conseguir padronizar o modelo de falha para avaliação. Para isso, vários modelos de indução de fraturas ou desestabilização da coluna são descritos, entre eles, podemos citar a compressão axial com máquina hidráulica, impacto do espécime, utilizando-se uma torre de queda, liberando massa em alta velocidade, e desestabilização cirúrgica manual, por meio de remoção de parte da vértebra (WAHBA et al., 2010; FAKURNEJAD et al., 2014).

Em termos biomecânicos, a instabilidade vertebral é entendida como a incapacidade ou inaptidão em restringir um movimento anormal ou supra-fisiológico da coluna vertebral em seus eixos de movimento, ou seja, a coluna é considerada estável quando é capaz de limitar deslocamentos que possam lesionar a medula e nervos, além de prevenir deformações. Para isso, aplicam-se cargas fisiológicas sobre a amostra que está em estudo e mede-se a amplitude de movimento e a zona neutra da UT, comparando-se as médias antes e depois do tratamento para verificar se houve diferença significativa. Um fator difícil é definir quais são as cargas fisiológicas para determinado segmento, muitas são definidas com base em estudos pilotos prévios. Para determinar o que é excessivo, anormal ou supra-fisiológico, utiliza-se um grupo controle, onde não foram realizadas intervenções. A instabilidade biomecânica pode ser extrapolada para a prática clínica (PANJABI, 1992; BUSSCHER et al., 2010; IZZO et al., 2013)

Para alguns pesquisadores, a zona neutra é um parâmetro mais sensível na análise de instabilidade do que a amplitude de movimento, no entanto, esse dado não é passível de ser mensurado *in vivo*, apenas nos estudos biomecânicos. A instabilidade vertebral deve ser interpretada *in vivo* associada com outros parâmetros clínicos, como piora do quadro neurológico, dor intratável, ou não melhora clínica do paciente, bem como qual região da coluna foi afetada (PANJABI, 1992; GRAUER; PANJABI, 2007; BUSSCHER et al., 2010; MIELE et al., 2011).

A definição de movimento fisiológico ou normal na coluna ainda é um tema de debate, pois há uma grande variação entre pacientes sintomáticos em decorrência da mobilidade excessiva vertebral e pacientes assintomáticos em situações similares, o que dificulta a padronização por meio dos exames. Essa dificuldade em avaliar presença ou não de instabilidade é uma preocupação na escolha de tratamentos, pois muitos pacientes são submetidos a cirurgia quando se assume que a hipermobilidade é responsável pelo aparecimento de sinais clínicos e que removendo-a irá cessar ou atenuar a progressão de alterações degenerativas. além de aliviar dor. A anulação de movimentos em um determinado segmento pode resultar em sobrecarga para as vértebras adjacentes e aparecimento de outras doenças, anos mais tarde (IZZO et al., 2013).

2.4 IMPLANTES UTILIZADOS NA COLUNA VERTEBRAL TORACOLOMBAR

Lesões traumáticas na coluna vertebral geralmente decorrem na maioria dos casos de trauma de alta energia, principalmente os acidentes automobilísticos ou queda de elevada altura, podendo ocorrer também decursivo de mordidas, projéteis balísticos e traumas por esmagamento (VOSS; MONTAVON, 2004; HETTLICH, 2017).

Dentre as principais sequelas estão as fraturas e luxações vertebrais. A necessidade de estabilização cirúrgica ocorre com base na presença ou não de instabilidade vertebral que é fundamentado na “teoria dos três compartimentos”, segundo a qual o corpo vertebral é dividido em compartimento dorsal, médio e ventral. Alicerçado nessa teoria, se dois ou três desses compartimentos estiverem comprometidos, essa lesão é, então classificada em instável e indica-se o tratamento cirúrgico (Figura 6) (SHORES; BRAUND; BRAWNER JR, 1990)

Dentre todos os segmentos da coluna vertebral, a região toracolombar é a mais acometida; especula-se que isso ocorra em virtude de ser uma região de transição onde se concentra força, entre uma porção rígida da coluna vertebral (torácica) com um segmento mais móvel (lombar), representando 52-58% dos casos (BALI et al., 2009; JEFFERY, 2010; MENDES; ARIAS, 2012).

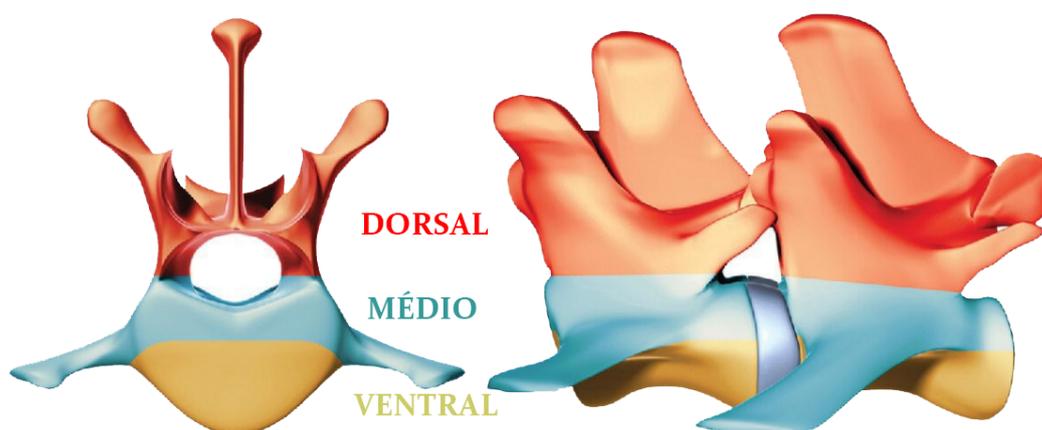


Figura 6: Representação da divisão vertebral em três compartimentos. Vermelho: compartimento dorsal, consiste do processo espinhoso, estruturas ligamentares dorsais e o arco dorsal; Verde: compartimento médio, consiste do ligamento longitudinal dorsal associado ao terço posterior do disco intervertebral (DIV) e do corpo vertebral; Amarelo: Compartimento ventral: consiste do restante do DIV e do corpo vertebral associado ao ligamento longitudinal ventral (HETTLICH, **Vertebral fracture and luxation repair**. In: SHORES, A.; BRISSON, B. A. (Ed.). Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery. 2017).

A anatomia da coluna toracolombar denota vários desafios para a fixação de implantes, por exemplo, a coluna torácica apresenta processos articulares que, à medida que se transfiguram mais craniais, tornam-se menos evidentes, com articulações costoverbrais se sobrepondo cada vez mais à lâmina no mesmo sentido, prejudicando dessa maneira a visualização cirúrgica. Além disso, a região torácica tem a porção óssea de fixação dos implantes, representada pelo corpo vertebral, pequena e estreita. A região lombar, por sua vez, apresenta processos articulares e transversos bem distintos, sendo esses excelentes pontos de referência anatômica para a inserção dos implantes, além de um corpo vertebral maior e mais largo. O ângulo de inserção dos implantes varia dependendo da região da coluna em que se está trabalhando; na região lombar é aproximadamente 60° do plano vertical e na região torácica caudal, aproximadamente $44,5^\circ$ (Figura 7), tornando-se mais agudo à medida que se transfigura mais cranial às vértebras torácicas. Isso mostra a necessidade de versatilidade dos implantes para a estabilização dessa região da coluna (WATINE et al., 2006; HETTLICH, 2017).

Usualmente, o tamanho dos implantes a serem utilizados é escolhido com base na largura do pedículo vertebral e no tamanho do corpo da vértebra; na maior parte dos casos, os pacientes de grande porte utilizam parafusos de 3,5mm ou pinos de 1/8 de polegada, já pacientes menores utilizam parafusos de 2,7mm ou pinos de 3/32 polegadas, no entanto, nos casos dos pacientes de raças Toy ou filhotes, frequentemente utiliza-se implantes menores ainda. Dependendo de qual implante for utilizado, o cirurgião terá maior ou menor liberdade de mesclar tamanhos, como parafusos ou pinos de diâmetro variados associados ao PMMA, sendo essa uma técnica muito versátil na região toracolombar (HETTLICH, 2017).

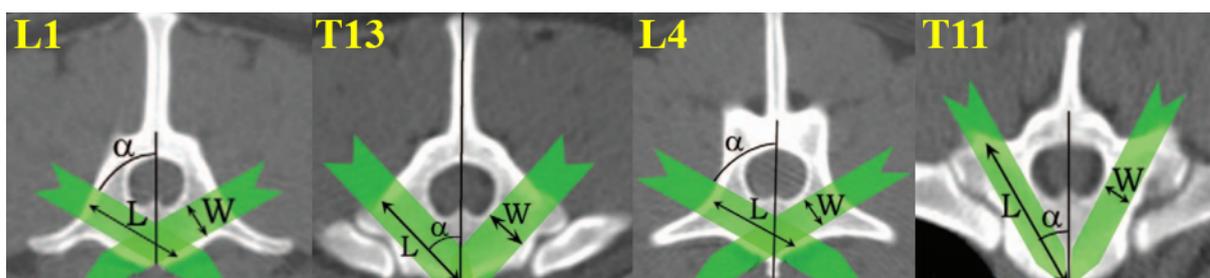


Figura 7: Corte tomográfico transversal evidenciando o ângulo (Alfa), a largura (W) e o comprimento (L) dos corredores seguros para inserção de implantes na coluna toracolombar. L1: Ângulo de 60° ; T13: Ângulo de $44,5^\circ$; L4: Ângulo de 60° ; T11: Ângulo de 28° . Fonte: Adaptado de WATINE et al, 2006.

2.4.1 Parafusos / pinos associados ao PMMA (cimento ósseo)

Os parafusos ou pinos associados ao cimento ósseo (pp-PMMA) permanecem ainda sendo considerados a técnica padrão ouro para tratamento de instabilidade na coluna toracolombar, pois são versáteis a todas as partes da coluna vertebral e também a todos os tamanhos de pacientes, proporcionando boa rigidez da construção (JEFFERY, 2010; WEH; KRAUS, 2018).

A técnica foi originalmente descrita utilizando-se pinos de Steinmann inseridos bilateralmente nos corpos vertebrais, e associada ao uso de 20 a 60g de PMMA, apresentando resultados satisfatórios em relação ao ecletismo e estabilidade da coluna (BLASS; SEIM III, 1984).

HALL et al. (2015), mais recentemente, demonstraram em estudo biomecânico, que a fixação unilateral com 4 pinos de rosca de perfil positivo associados ao PMMA na coluna lombar é tão eficaz quanto a estabilização bilateral, também com 4 pinos. No entanto JEFFREY (2010), mostrou a continuidade de utilização de construções bilaterais na maior parte dos estudos.

A inserção dos pinos/parafusos é realizada no corpo vertebral das vértebras adjacentes ao local da lesão, nos casos de luxações, subluxações e algumas fraturas bem próximas às placas terminais vertebrais; já nos casos de fraturas acometendo o meio do corpo vertebral ou fraturas cominutivas, a indicação de inserção dos implantes é a vértebra íntegra consecutiva, deixando sem implantes o corpo vertebral comprometido. O diâmetro dos pinos não deve ultrapassar 20-25% do diâmetro do corpo vertebral, sendo recomendada a inserção de 4 a 6 pinos, apesar de não haver um número ideal estabelecido em literatura (Figura 8) (SHARP; WHEELER, 2005; WEH; KRAUS, 2018).

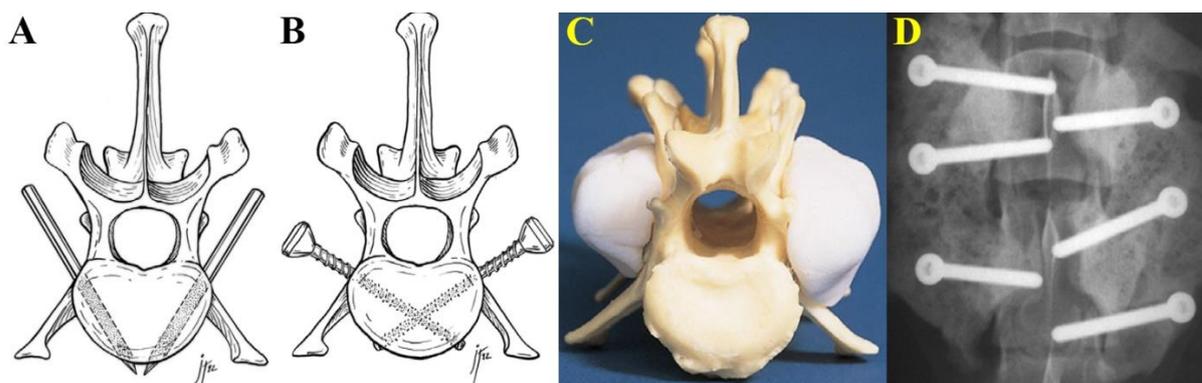


Figura 8: Pinos inseridos no corpo vertebral (A) e parafusos corticais inseridos no corpo vertebral (B); C: Peça anatômica representando a posição do cimento ósseo sobre os parafusos; D: Imagem pós-operatória de uma estabilização vertebral por meio de 6 parafusos corticais conectados pelo cimento ósseo. Fonte: Modificado de Sharp; Wheeler, 2005.

Entre as vantagens da técnica, estão a possibilidade de estabilização de um segmento curto da coluna e a versatilidade, que permite a estabilização de vértebras torácicas e lombares, apesar da topografia da região, evitando estruturas importantes, como as raízes nervosas; simultaneamente a isso, ainda proporciona excelente estabilidade contra os movimentos de translação e rotação nos três eixos vertebrais: flexão-extensão, inclinação lateral e torção (JEFFERY, 2010; HETTLICH, 2017).

A técnica possui também algumas desvantagens como a migração de pinos, principalmente os lisos. Além disso, a utilização do cimento em fase líquida, ou seja, o PMMA com polimerização “*in loco*”, pode apresentar como consequência, no caso de extravasamentos, complicações locais, como a compressão medular e de raízes nervosas, resultando em mielopatias ou radiculopatias, muitas vezes sem condições de tratamento clínico, necessitando de descompressão cirúrgica (WU et al., 2007); também pode ocorrer dificuldade em suturar os tecidos sobre o implante quando grande quantidade de cimento é aplicado, efeito de “*stress protection*”, dificuldade para remoção e infecção.

Os pinos rosqueados, principalmente os de rosca de perfil positivo, apresentam maior resistência contra o efeito de “*pullout*” e menor taxa de migração em relação aos pinos lisos. A rigidez dos pinos se dá principalmente contra a força de encurvamento por causa do seu momento de inércia de área (MIA), que é relacionado ao seu raio elevado à 4ª potência $I = \left(\frac{1}{4}\pi \cdot r^4\right)$, por exemplo, um pino de 2mm apresenta $I = 0,8\text{mm}^4$, enquanto um pino de 3,2mm apresenta $I = 5,1\text{mm}^4$, mais de 6 vezes maior com o aumento de 1,2mm no diâmetro, ou seja, um pequeno aumento de diâmetro aumenta muito a sua dureza (MUIR; JOHNSON; MARKEL, 1995).

O uso de parafusos corticais também apresenta vantagens, pois não necessita ser cortado nem moldado, permitindo o uso de implantes de tamanho adequado; ademais, a cabeça do parafuso acarreta maior aderência ao PMMA. Em suma, há uma preferência na utilização de pinos rosqueados ou parafusos, em relação aos pinos lisos, devendo penetrar as duas corticais (HETTLICH, 2017; WEH; KRAUS, 2018).

2.4.2 Fixação vertebral com placa SOP e LCP

As placas bloqueadas, tanto a LCP® (*Locking Compression Plate*) ou a SOP® (*String of Pearls*), apresentam um grande número de vantagens sobre as placas convencionais (fixas por parafusos corticais), o que torna esses implantes interessantes do ponto de vista cirúrgico, para a coluna vertebral. Dentre essas vantagens, estão a estabilidade angular, ou seja, a rigidez da estrutura é mantida pelo mecanismo de bloqueio entre a cabeça do parafuso e a porção rosqueada do orifício da placa, dessa maneira, não há necessidade de retorcimento perfeito e contato íntimo com o periósteo para ocorrer estabilidade; essa característica traz prerrogativa ao implante, uma vez que a topografia da coluna vertebral é muito irregular, sendo muito difícil a moldagem da placa sobre o periósteo vertebral, como anteriormente era necessário fazer com as placas convencionais, onde a fixação ocorre por atrito da placa com o periósteo, havendo necessidade de íntimo contato (KOCH, 2005; HETTLICH, 2017) (Figura 9).

Outra característica que deve ser ressaltada do implante bloqueado é que este necessita de apenas dois parafusos por segmento estabilizado, podendo ser esses parafusos utilizados de maneira monocortical, o que proporciona polivalência para uso nas vértebras, pois ajuda a evitar lesão iatrogênica em estruturas nobres da região. Pacientes caninos de pequeno porte e gatos usualmente utilizam placas 2.7mm, ao passo que pacientes de médio e grande porte, placas 3.5mm (HETTLICH, 2017).

A placa modelo SOP® é um modelo mais recente para uso em ortopedia veterinária; ela abarca uma série de componentes esféricos (“*pearls*” = pérolas) conectados por um componente cilíndrico. As pérolas apresentam a base com roscas que permitem a inserção de parafusos de osso cortical, que avança e bloqueia, enquanto a cabeça do parafuso invade a superfície interna da abertura da pérola (Figura 9 C). O grande ganho desse implante é que ele permite o retorcimento em 6

graus de liberdade (médio-lateral, craniocaudal e torção), preservando a facilidade do bloqueio e mantendo uma rigidez maior que os outros modelos (NESS, 2009).

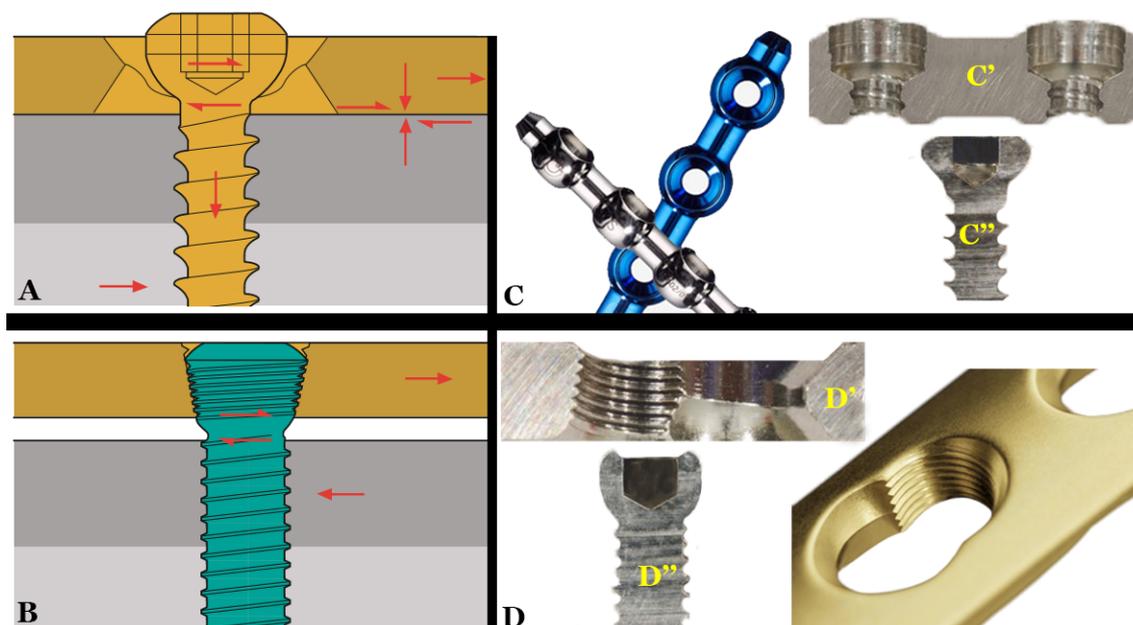


Figura 9: Setas Vermelhas: Representação do vetor das cargas aplicadas ao osso após a estabilização com placas convencionais (atrito) e bloqueada (angular) A: Representação da placa convencional que é fixa na superfície óssea e gera estabilidade por meio de atrito gerado pelo aperto do parafuso cortical; B: Representação da placa bloqueada que confere estabilidade angular, por meio da conexão da cabeça rosqueada do parafuso com o orifício da placa, sem a necessidade de contato íntimo com o periósteo; C: Modelo de placa SOP®, apresentando um corte sagital (C') do implante e do parafusos (C''); D: Modelo de placa LCP®, apresentando um corte sagital (D') do implante e do parafuso (D''). Imagens modificadas de Whe; Kraus, 2012 e imagens da internet.

Os ângulos de implantação dos parafusos são os mesmos descritos para os pinos, porém, em decorrência dos orifícios predeterminados das placas, o modelo do implante irá definir o número de parafusos que será possível inserir. Usualmente as placas são inseridas nas duas vértebras craniais e caudais à lesão, no intuito de proporcionar maior liberdade para inserção dos parafusos, evitando sua fixação na região do DIV ou nos forames intervertebrais. O uso de placas bilateral é comum, para aumentar a quantidade de parafusos e enrijecer a estrutura.

2.4.3 Fixação segmentar

Esse modelo de fixação vertebral age como uma tala interna, no entanto, promovendo não uma estabilização total, mas uma diminuição da mobilidade no segmento afetado, sendo dessa maneira indicada para cães de pequeno porte e

gatos, nos casos onde as lesões são consideradas relativamente estáveis (HETTLICH, 2017).

Fios de Kirschner ou pinos de Steinmann podem ser utilizados, dependendo do porte do paciente, retorcidos em volta dos processos espinhosos, abrangendo três vértebras craniais e três vértebras caudais ao ponto de lesão. Os implantes são ancorados, por meio de uma perfuração na base do processo espinhoso e fixação com fio de cerclagem, que passa por dentro do orifício perfurado (hemicerclagem), e envolve os pinos retorcidos (Figura 10) (SHARP; WHEELER, 2005).

Estabilidade adicional pode ser alcançada passando a cerclagem em volta da cabeça da costela (vértebras torácicas) ou pelo processo transversos (vértebras lombares), englobando os pinos previamente moldados; dessa maneira, além do aumento da rigidez, evita-se a avulsão dos implantes; essa estratégia usualmente é indicada aos pacientes que apresentam imaturidade óssea, com fraturas consideradas instáveis (VOSS; MONTAVON, 2004).

Um contraponto à técnica é a necessidade de grande dissecação da musculatura epaxial, além de necessitar estabilizar um segmento longo da coluna, ancorando os implantes em regiões não muito resistentes da coluna (SHARP; WHEELER, 2005; JEFFERY, 2010). As complicações relacionadas incluem: a penetração da hemicerclagem no canal medular, dor na região lombossacra decorrente de pinos muito longos, colapso vertebral, avulsão do fio de cerclagem, perda da redução e quebra do fio de cerclagem, ocorrendo segundo estudo realizado por VOSS; MONTAVON, (2004) em 16% dos casos, em maioria nos pacientes de grande porte, o que contraindica a técnica nesses pacientes.

Uma versão mais reforçada da técnica foi descrita, utilizando mais pinos, sendo o primeiro envolvendo o processo espinhoso mais cranial e o mais caudal da região estabilizada, como na técnica original, e um segundo envolvendo o processo espinhoso imediatamente cranial e caudal à lesão, com as hemicerclagens transfixadas nos processos articulares, além da base do processo espinhoso, sendo relatado excelente fixação e estabilização sem morbidade pós-operatória nos pacientes operados (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986).

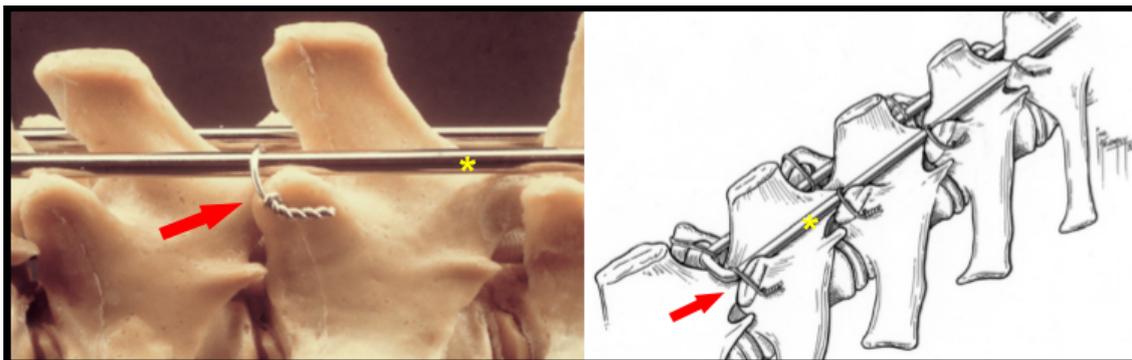


Figura 10: Pinos de Steinmann (*), fixados nos processos articulares vertebrais por meio de fios de cerclagem (setas vermelhas). Fonte: Modificado de Sharp; Wheeler, 2005.

2.4.4 Fixação esquelética externa

A utilização da fixação esquelética externa pode ser feita por meio de abordagem aberta, utilizando os corredores de implantação citados anteriormente, ou por abordagem minimamente invasiva com o auxílio de um fluoroscópio, trazendo assim vantagens com relação à preservação da musculatura epaxial, diminuindo assim a morbidade pós-operatória. Quando realizado esse modelo de estabilização por abordagem minimamente invasiva, os pinos podem ser inseridos mais horizontais em relação ao corpo vertebral; usualmente, os pinos são fixados bilateralmente à vértebra e abrangendo duas vértebras craniais e caudais, e posteriormente os pinos são, então, interconectados por meio de uma barra curva (Figura 11) (WHEELER et al., 2007; HETTLICH, 2017).

A estabilização da vértebra toracolombar com fixação esquelética externa possui estabilidade análoga à fixação por meio de PMMA e pinos de Steinmann, sendo indicada em casos de fraturas patológicas, fraturas compressivas, podendo ser utilizada também quando outras técnicas não atingem o sucesso esperado (WALKER; PIERCE; WELCH, 2002).

Outra grande vantagem da utilização da técnica é a possibilidade de remoção dos implantes após a consolidação sem outra cirurgia invasiva, o que facilita a avaliação da ressonância magnética, além de evitar complicações futuras com a presença do implante no organismo; porém, em contrapartida, a remoção do implante pode causar perda do alinhamento vertebral se feita antes da consolidação completa; acrescenta-se que este método depende de grande cooperação do proprietário com

cuidados diários como limpeza da região; a técnica pode também produzir tensão na pele, causando incômodo e inflamação na região, podendo gerar infecção, além de promover algumas limitações nas terapias de reabilitação (WALKER; PIERCE; WELCH, 2002; HETTLICH, 2017).

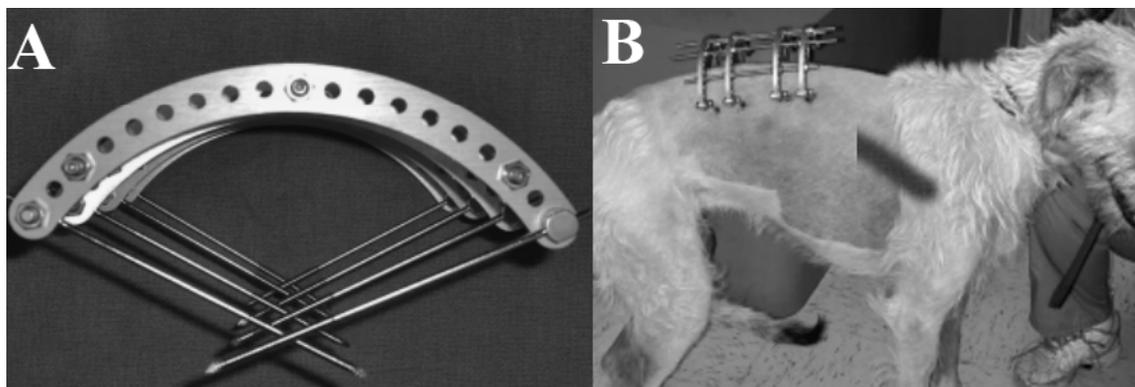


Figura 11: A: Arco curvado do fixador esquelético externo vertebral fixo aos pinos de Shanz.; B: Pinos de fixação corretamente inseridos nas vértebras e fixos pelo arco externo curvado. Fonte: WHEELER et al, 2007.

2.4.5 Parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT).

Desde os coletes externos, utilizados no século XIX, até os equipamentos e implantes modernos para instrumentação posterior da coluna vertebral, que existem atualmente, vários outros métodos foram desenvolvidos e utilizados nesse período. O grande avanço nas correções das deformidades da coluna e estabilização ocorreu no início da segunda metade do século XX, quando Harrington (1962), introduziu a fixação espinhal através do sistema de barra-gancho (*Hook-rod System*), que era suplementado com fusão óssea (HÄRTL; PARAJÓN, 2017).

O sistema permitia realizar a compressão e distração por meio de ganchos encaixados nos processos transversos, facetas articulares ou lâmina dorsal, unidos por meio de uma barra totalmente rosqueada, utilizada para fazer compressão ou uma barra denteada, que permitia a movimentação em apenas uma direção, utilizada para realização de distração - dessa maneira, era possível a correção de diversos tipos de escoliose. Entretanto, a técnica apresentava necessidade de abordagens extensas e estabilização de um longo segmento da coluna vertebral. Complicações, como quebra da barra, pseudoartroses, migração dos ganchos, radiculites e erosões ósseas no local de fixação dos ganchos, foram descritas (Figura 12) (TREATMENT, 1962).

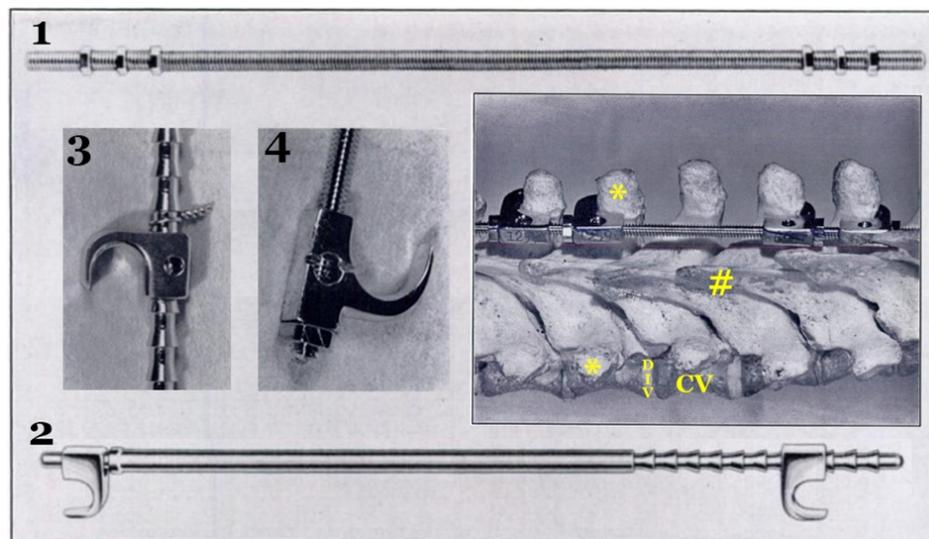


Figura 12: Sistema de instrumentação barra-gancho (Hook-rod System), desenvolvido por Harrington, 1966. 1: Barra rosqueada utilizada para compressão; 2: Barra dentada utilizada para distração; 3: Gancho de distração; 4: Gancho de compressão. * Processos transversos; # Processo espinhoso; DIV – disco intervertebral; CV – corpo vertebral. Fonte: modificado de HARRINGTON, 1966.

A utilização de parafusos corticais inseridos no pedículo vertebral, no intuito de estabilização e fusão, foi descrita primeiramente em seres humanos por Boucher (1959), que relatou a experiência obtida com a técnica durante 12 anos, para tratamento de doenças degenerativas do disco intervertebral e espondilolisteses. Desde então, a fixação vertebral transpedicular foi sendo bem estabelecida, proporcionando melhora na estabilização da coluna vertebral. A técnica consistia na inserção de dois parafusos corticais de 4 a 5cm de comprimento através da faceta articular da vértebra cranial, passando pelo pedículo e repousando no corpo vertebral caudal, associada ao emprego de enxerto cortico-esponjoso, coletado da porção dorsal da asa do íleo, e colocado na região dorsal de onde se desejava a fusão (Figura 13).

A estabilização da coluna vertebral, utilizando parafusos inseridos no pedículo conectados por barra, da forma como se utiliza atualmente, foi introduzida na década de 80, em estudo biomecânico realizado por KRAG et al. (1986) (Figura 14) e em um estudo clínico de COTREL; DUBOUSSET; GUILLAUMAT (1988) (Figura 15).

Os parafusos conectados por barra inseridos no pedículo vertebral, considerado o local mais resistente da coluna (KRAG et al., 1986), mostraram-se superiores aos outros modelos anteriores de instrumentação da coluna vertebral, devido a sua resistência contra o efeito “pullout” e sua capacidade de suporte de carga, proporcionada pela sua forte interface entre o osso e o parafuso, permitindo

assim que os pacientes se levantassem e caminhassem assim que se sentissem confortáveis, sem a necessidade de suporte externo (COTREL; DUBOUSSET; GUILLAUMAT, 1988).

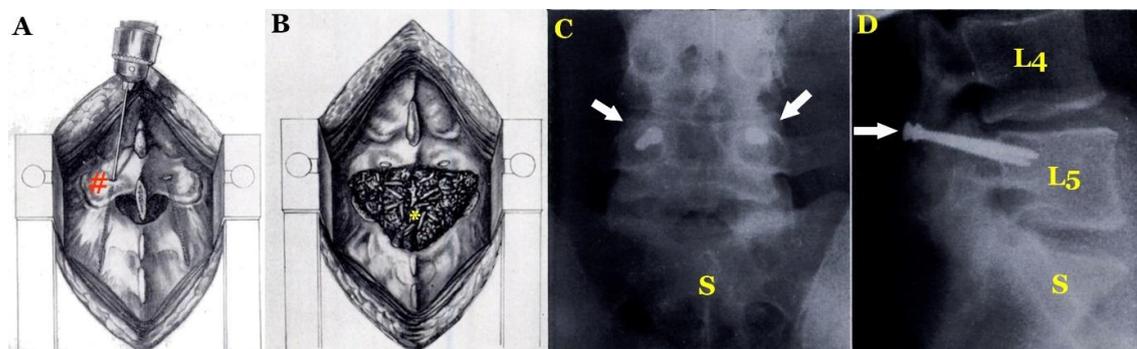


Figura 13: A: Realização da perfuração com pino liso iniciando-se na faceta articular da 5ª vértebra lombar (#) até o pedículo sacral; B: Representação da colocação de enxerto cortico-esponjoso sobre a região estabilizada (*); C: Imagem radiográfica ventro-dorsal da inserção dos parafusos nas facetas articulares (setas brancas) de L4 passando pelo pedículo de L5 – S: Sacro; D: Imagem radiográfica lateral dos mesmos parafusos, S: Sacro. Fonte: BOUCHER, 1959.

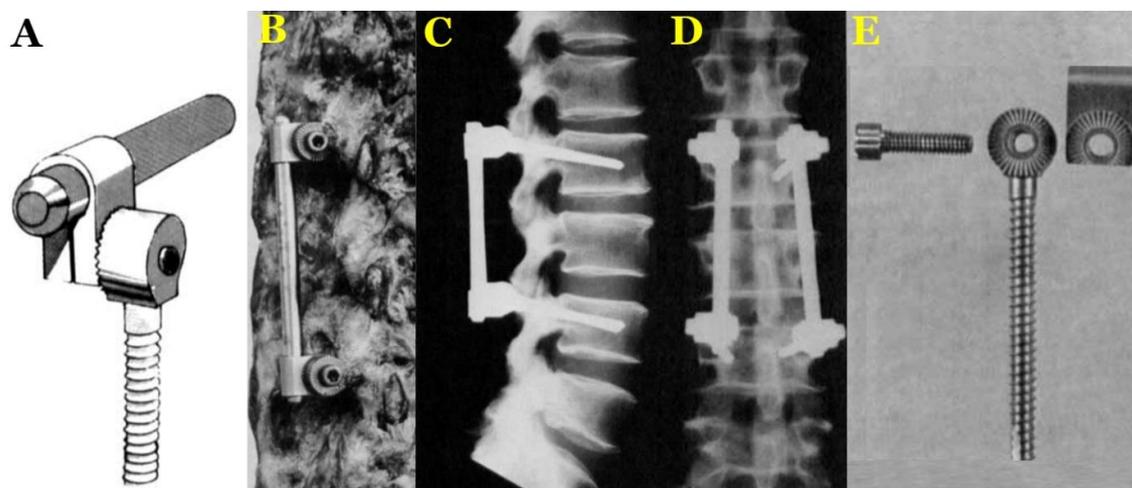


Figura 14: A: Clamp articulado conectado ao parafuso e a barra; B: Parafusos inseridos nas vértebras lombares em cadáver; C e D: Imagem radiográfica lateral e ventro-dorsal dos parafusos inseridos no pedículo das vértebras lombares e conectados pela barra; E: componentes da instrumentação pedicular (parafuso, clamp articulado e o parafuso pedicular) Fonte: Krag et al., 1986.

Outra vantagem apresentada foi a capacidade de estabilizar os três compartimentos vertebrais sem o risco de penetração no canal medular, podendo ser utilizados em segmentos curtos da coluna de duas ou três vértebras, além de permitirem a realização de compressão, distração e rotação da coluna vertebral com uma fixação rígida, melhorando assim a correção das deformidades e aumentando a

taxa de fusão vertebral (Krag et al., 1986; Cotrel; Dubousset; Guillaumat, 1988).

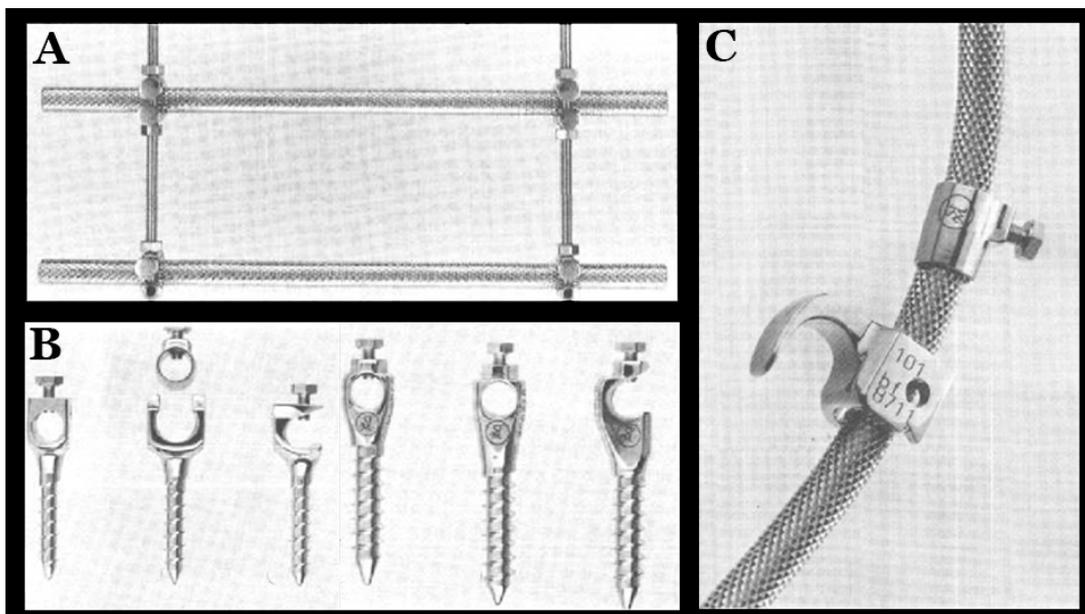


Figura 15: A: Barras de aço conectadas; B: Modelos de parafusos pediculares monoaxiais; C: Barra de aço curvada com o ganho de fixação que é associado a instrumentação. Fonte: Cotrel et al., 1988.

Gerações posteriores desses parafusos, com a cabeça poliaxial, ou seja, que permite a movimentação em todas as direções, facilitando dessa maneira a acoplagem da barra, foram desenvolvidas até se chegar aos modelos atuais, hoje dando-se preferências às ligas de titânio, em decorrência da ressonância magnética (Figura 16) (HÄRTL; PARAJÓN, 2017).

Uma vez instituído o implante padrão e o local de sua inserção na vértebra para instrumentação posterior da coluna toracolombar e lombar, estudos mais modernos focaram no estresse sofrido pelo implante e na rigidez proporcionada por diferentes configurações, no intuito de melhorar as técnicas de estabilização e de proporcionar maior longevidade do implante no organismo, reduzindo assim a taxa de falha dos implantes (LI et al., 2014).

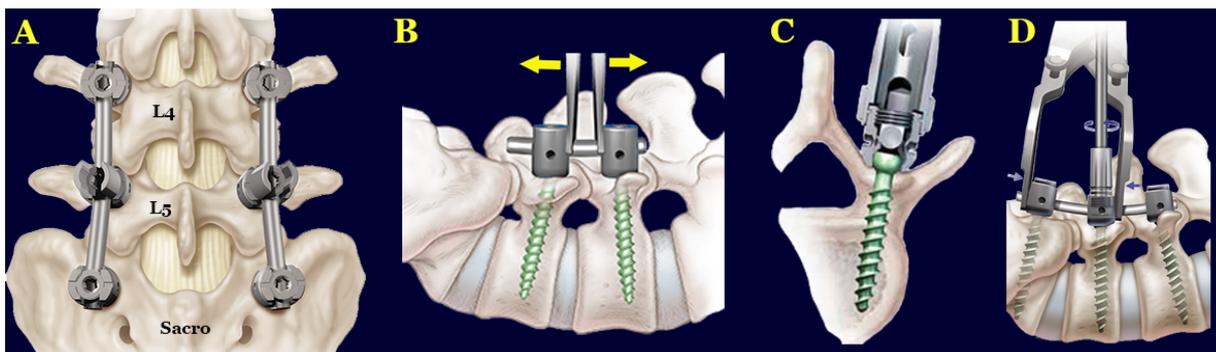


Figura 16: Instrumentação moderna da coluna lombar humana com o uso de parafuso pedicular poliaxial de titânio. A: Vista dorsal da estabilização da coluna lombossacra; B: Versatilidade do parafuso que permite distração das vértebras; C: Parafuso sendo inserido dentro de pedículo vertebral; D: Versatilidade do parafuso que permite compressão das vértebras. Fonte: www.depuysynthes.com

Na Medicina Veterinária, a utilização dos parafusos pediculares é bem mais recente e ainda não estabelecida para todas as regiões da coluna vertebral, isso porque há pouca variabilidade de modelos disponíveis para uso veterinário, além de os modelos humanos serem grandes para boa parte dos pacientes. LECOUTEUR (2007) levantou a questão da necessidade dos neurocirurgiões veterinários enfrentarem os desafios e completarem estudos que responderiam a essa e outras questões na medicina veterinária (uma vez que na medicina humana só foi possível continuar expandindo o conhecimento na área e desenvolver melhorias nos implantes após a comprovação científica da eficácia do parafuso pedicular), seguidos por estudos prospectivos, randomizados, cegos e ensaios clínicos controlados, para dessa maneira permitirem o esclarecimento dos riscos e benefícios do uso da técnica para os neurocirurgiões e seus pacientes.

Em estudo biomecânico, MEIJ et al. (2007) evidenciaram a eficácia dos parafusos pediculares na coluna lombossacra canina em relação à estabilidade conferida, porém sem comparação com outros métodos de estabilização mais populares.

SMOLDERS et al. (2012) demonstraram os pontos de entrada e os corredores seguros para a implantação do parafuso no pedículo da junção lombossacra (L7-Sacro) e também apresentaram o tratamento de três pacientes com síndrome da cauda equina utilizando esses parafusos, assim como seu acompanhamento clínico por 18 meses, relatando resultados positivos com a técnica (Figura 17).

Ressalta-se que os trabalhos de MEIJ et al. (2007) e SMOLDERS et al. (2012) foram realizados com parafusos pediculares monoaxiais de titânio da linha humana.

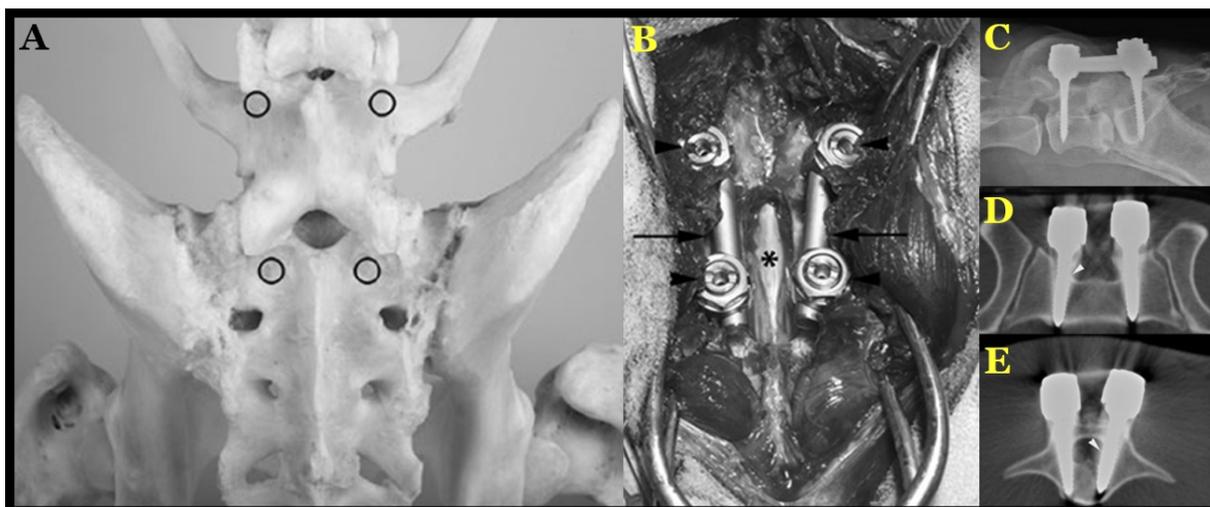


Figura 17: A: Pontos de entrada do parafuso no pedículo vertebral de L7 e do sacro; B: Imagem trans-cirúrgica da aplicação dos parafusos conectados por barra (setas pretas) na região lombossacra evidenciando o cone medular (*); C: Imagem radiográfica lateral da coluna lombossacra após a aplicação dos parafusos pediculares; D: Imagem tomográfica dos parafusos inseridos no pedículo do sacro; E: Imagem tomográfica dos parafusos inseridos no pedículo da L7. Fonte: Smolders et al., 2012.

Estudo retrospectivo do tratamento de 12 pacientes com síndrome da cauda equina, por meio da estabilização da coluna lombossacra (LS) com parafusos pediculares monoaxiais pediátricos, foi publicado por TELLEGEN et al. (2015), demonstrando a efetividade da técnica como opção na estabilização LS e a possibilidade de distração em alguns pacientes, entretanto, não foi obtida a fusão vertebral em nenhum dos casos operados.

ZINDL et al. (2018) realizaram estudo biomecânico utilizando os parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados a um cage de distração na coluna lombossacra após a realização de laminectomia e dissectomia, demonstrando resultados consistentes com estudos prévios realizados em humanos, em que a fixação com os parafusos poliaxiais, isolados ou em conjunto com os espaçadores intervertebrais, são métodos efetivos nessa região da coluna.

Apesar do pequeno número de casos, os estudos utilizando esses implantes na coluna lombossacra deram um primeiro passo e já apresentam resultados que permitem avançar clinicamente com o uso dos parafusos pediculares nessa região, entretanto, não foram encontrados outros estudos utilizando esse modelo de parafuso em outras partes da coluna em cães. A escassez de estudos na área pode ser em decorrência do alto preço desses implantes ou da indisponibilidade de tamanhos adequados para pacientes veterinários (TELLEGEN et al., 2015).

Outro fator importante é que o pedículo vertebral na coluna toracolombar canina é mais fino e dificilmente consegue acomodar um parafuso de tamanho adequado para a estabilização, levando à inevitabilidade de inserir o implante no corpo vertebral nessa região, o que traz a necessidade de revisão do nome desses parafusos na medicina veterinária, uma vez que o pedículo, ao invés do corpo vertebral, contribui com aproximadamente 80% da rigidez e aproximadamente 60% da força de “pullout” na interface parafuso/osso (Figura 18) (LI et al., 2014).

LEWCHALERMWONG (2018) desenvolveu um sistema para cães composto por parafusos monoaxiais de liga de titânio (Ti 6Al-4V) no diâmetro de 3,5mm e barras cilíndricas de 4mm e o nomeou de “*canine vertebral screw and rod fixation system*” (CVSRF). Além disso, fez um comparativo biomecânico desse protótipo com a fixação com PMMA e parafusos esponjosos de 4mm, evidenciando nesse estudo que, aplicando-se força compressiva de encurvamento, o sistema CVSRF foi mais rígido que a construção de parafuso/PMMA.

Mesmo com todos os benefícios que os parafusos pediculares apresentam e, apesar de já estarem em uso na medicina humana desde a década de 80 (KRAG et al., 1986; COTREL; DUBOUSSET; GUILLAUMAT, 1988), apenas recentemente começou-se a estudar sua implantação em pacientes veterinários, havendo a necessidade de estudos em outras regiões da coluna vertebral canina, para elucidar aos neurocirurgiões veterinários se esses implantes são tão eficazes em outras áreas quanto na coluna lombossacra, e qual seria o resultado da sua aplicação no corpo vertebral, uma vez que o pedículo é considerado a região mais resistente da coluna vertebral em humanos (KRAG et al., 1986).

Empresas brasileiras já estão fabricando esses parafusos em modelos mono e poliaxiais para uso em pacientes veterinários, com custo mais acessível e tamanhos adequados para cães e gatos. Esses implantes estão sendo utilizados na prática clínica em outras regiões da coluna, porém sem a comprovação científica da eficácia do implante.

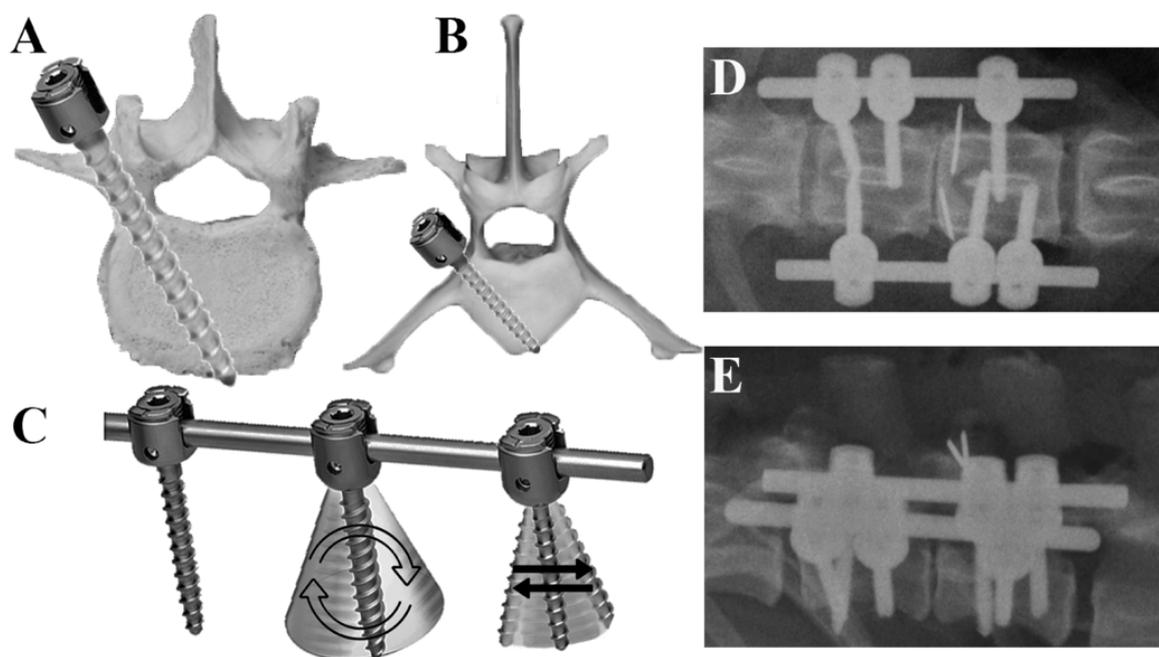


Figura 18: A: Representação do local de inserção do parafuso pedicular no pedículo da vértebra lombar humana em comparação ao mesmo parafuso inserido no corpo vertebral da vértebra lombar canina(B); C: Modelo de parafuso pedicular poliaxial, que permite a movimentação em todas as direções, facilitando a conexão com a barra de titânio; D: Vista ventro-dorsal da fixação das 1ª e 2ª vértebras lombares em um cão por meio de parafusos poliaxiais; E: Vista lateral da mesma estabilização. Autoria: Diamante, 2018.

2.4.6 Barras Conectoras “Cross-Link”

Afecções da coluna vertebral, como traumatismos ou deformidades, podem ser tratadas por meio do uso de PVPT com boa rigidez, ao quais se pode associar o uso de uma barra conectando a haste direita com a esquerda da instrumentação, no intuito de aumentar a rigidez da construção; essa barra conectora recebe o nome de “crosslink” (CL).

Esse sistema foi inicialmente proposto por ARMSTRONG; CONNOCK (1975), nomeado de “*Transverse Loading System*”, com o objetivo de aumentar a rigidez relativa à torção na instrumentação proposta por HARRINGTON; TEXAS (1962). O sistema era composto por duas peças de ancoragem associada a um componente transversal de diversos tamanhos, indicado no tratamento de pacientes com escoliose.

ASHER et al. (1988), também com o intuito de aumentar a rigidez da construção de HARRINGTON; TEXAS, (1962), principalmente em relação à torção axial, testaram *in vitro* o que eles nomearam de “*Modular Spinal Rod Linkage System*”,

em que há conexão transversa entre as barras do sistema, e demonstraram aumento significativo da rigidez em torção e inclinação lateral.

As conexões transversais (*Cross-link*) atualmente são utilizadas na rotina clínica associada à instrumentação com os parafusos pediculares modernos em pacientes humanos, com objetivo de aumentar a rigidez da construção e, com isso, melhorar os índices de consolidação e fusão vertebral. Quando comparado mecanicamente *in vitro*, a adição do *cross-link* aumenta a rigidez da construção principalmente no eixo de rotação axial, sendo que a adição de dois *cross-link* enrijece ainda mais a estrutura (GÓES; SHIMANO; DEFINO, 2004; WAHBA et al., 2010).

As fraturas instáveis da coluna toracolombar em humanos podem ser tratadas por meio da estabilização, com parafusos pediculares, de segmentos curtos ou longos com resultados clínicos similares (AHSAN et al., 2017), entretanto, ainda há controvérsia sobre quantas vértebras são necessárias para estabilização mais adequada.

A adição do *cross-link* serve para reforçar a construção e diminuir o braço de força, sendo mais aplicada nas construções que abrangem segmentos mais longos, pois seu uso em segmentos curtos não altera a taxa de consolidação (CAHUEQUE et al., 2016).

Alguns autores questionam a real necessidade clínica da utilização do *cross-link* na taxa de fusão vertebral, pois, com exceção dos pacientes com grave instabilidade - como fraturas do corpo vertebral (AO tipo C)-, a consolidação ocorre sem sinais de instabilidade no eixo de rotação (KULKARNI; DHRUV; BASSI, 2013).

Na literatura veterinária, mais especificamente em cães e gatos, apesar de já haver esses implantes disponíveis no mercado (Figura 19) há uma escassez de estudos que avaliem o comportamento mecânico desse modelo de instrumentação, do uso do *cross-link*, bem como o tamanho do segmento vertebral necessário para a estabilização mais adequada.

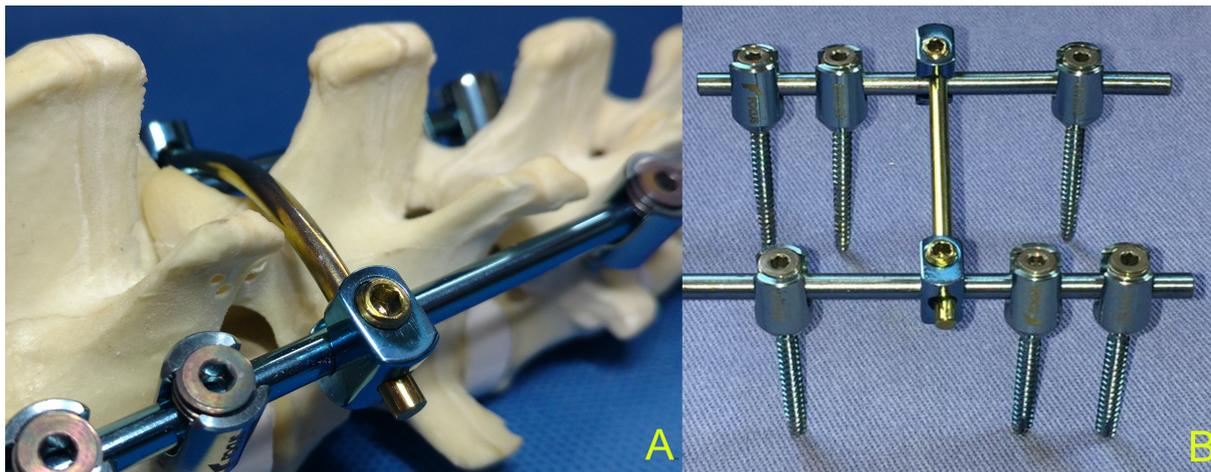


Figura 19: Sistema de PVPT associado ao “cross-link” veterinário, 3.5mm (Focus®, Indaiatuba – SP, Brasil). A: Sistema fixado em modelo ósseo de resina com a barra moldada para adaptar a coluna toracolombar; B: Modelo da construção montado da maneira como são utilizados na cirurgia. Cortesia: Diamante, 2020.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar mecanicamente os efeitos da instrumentação com parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT) na estabilização toracolombar de cães.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar se a corpectomia de L1 causa instabilidade toracolombar.
- Avaliar se, após a corpectomia e instrumentação, os padrões de movimento retornam aos do grupo controle (coluna íntegra).
- Comparar a rigidez da instrumentação bilateral de PVPT com ou sem o *cross-link* na coluna toracolombar.
- Comparar a rigidez da instrumentação com PVPT com instrumentação de parafusos corticais associados ao PMMA na coluna toracolombar.

4 MATERIAL E MÉTODO

O estudo foi realizado após aprovação da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA), da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ-USP), sob o protocolo 4632010716 e efetuado de acordo com os preceitos éticos estabelecidos para os animais de experimentação.

Foram obtidos 13 segmentos toracolombar (T11-L3) de cadáveres caninos adultos, que vieram a óbito por razões não relacionadas ao estudo. O peso corporal variou entre 27 e 45Kg (média de 32,5Kg), sem predileção por raça ou sexo. Os animais foram provenientes do Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP.

Não foram incluídos pacientes que apresentaram no exame radiográfico lise, luxação ou subluxação no segmento avaliado.

4.1 PREPARAÇÃO DAS UNIDADES DE TESTE (UTs)

Os segmentos toracolombares ou unidades de teste (UTs) foram removidos por meio de dois cortes no sentido longitudinal da coluna, paralelos na altura do limite dos processos transversos das vértebras lombares, associados a duas incisões nos discos intervertebrais T10-T11 e L3-L4 e desarticulação das facetas articulares. Após serem removidos, o tecido muscular foi retirado, mantendo-se apenas o tecido ligamentar. As UTs foram então envolvidas em saco plástico, identificadas e congeladas a -20°C. Todas as UTs, em um segundo momento, passaram por processo de descongelamento para confecção das bases para o teste biomecânico, que consistiu em fixar as vértebras T11-T12 e a vértebra L3, por meio da transfixação de dois pinos de Steinmann em cada extremidade e da imersão em um molde e preenchido com resina auto polimerizante (Figura 20A). As unidades de testes foram descongeladas também no dia do teste biomecânico, totalizando 2 processos de congelamento e descongelamento.

O descongelamento, realizado no dia do ensaio, foi feito 4 horas antes, removendo as UTs do freezer a -20°C e deixando-as imersas em água à temperatura ambiente até o momento do ensaio.

As unidades de testes foram radiografadas, utilizando-se raio X digital (MinXray^{®3} TR90), a fim de excluir fraturas, luxações, subluxações e lise óssea. Além disso, as imagens foram feitas seguindo a mesma técnica radiográfica de 60KV e 1,8mA, junto a uma escala de alumínio para realizar a densitometria óptica radiográfica. A densitometria consistiu na comparação do corpo vertebral de T13 e de L2 com uma escala de 25mm de alumínio, dividida em 25 degraus de 1mm cada, utilizando-se o programa de imagem ImageJ[®] (Figura 20B).

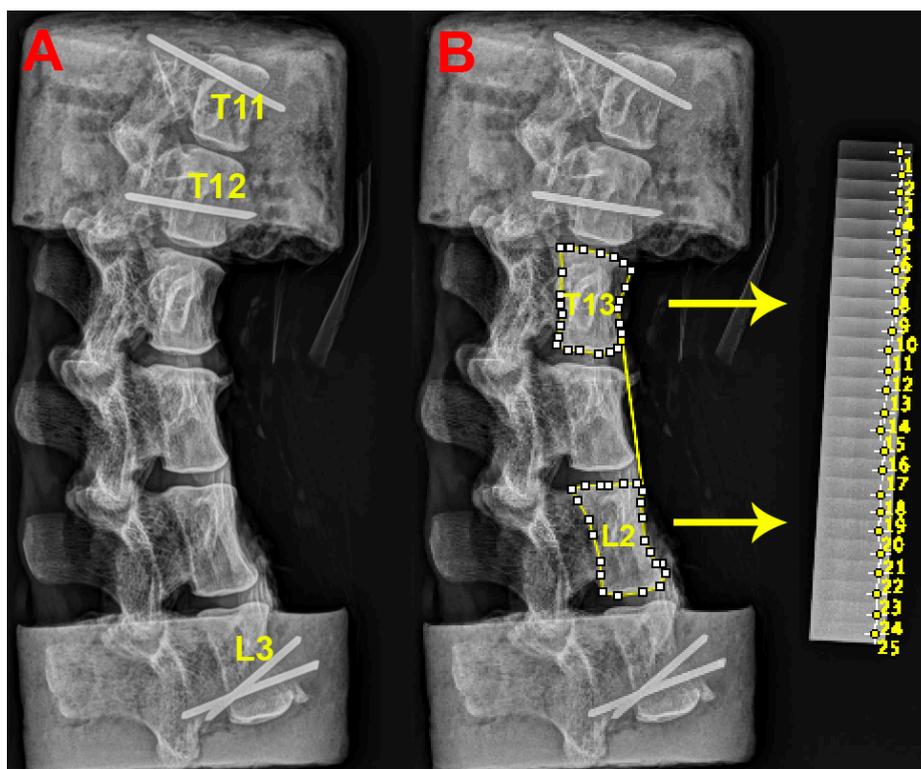


Figura 20: Imagem de radiografia digital incluindo a UT utilizada na avaliação biomecânica. A: Preenchimento de T11-T12 e L3 com resina acrílica auto polimerizante para a constituição da base de teste, deixando livre T13-L1-L2; B: delimitação do corpo vertebral de T13 e L2, pontos de inserção dos implantes, para posterior comparação com a escala de 25 degraus de alumínio. A autoria: Diamante, 2020.

³MINXRAY, INC. 3611 Commercial Avenue Northbrook, Illinois 60062, USA.

4.2 INSTRUMENTAÇÃO

Poliaxial bilateral (G2): 6 parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT) (ASTM F136) com 30mm de comprimento e 3,5mm de diâmetro, sendo sua alma de 2,5mm de diâmetro (Focus®, Indaiatuba – SP, Brasil), foram inseridos bicortical e bilateral no corpo vertebral de T13 e L2 (Figura 21 A; C; D; E).

Em T13, no lado esquerdo, foram realizadas duas perfurações, tendo como ponto de entrada os limites craniais e caudais do corpo vertebral na altura da base do processo acessório, seguido da inserção de dois PVPT; no lado direito, uma perfuração na porção central do corpo vertebral na mesma altura, seguida da inserção de um PVPT, todas com angulação de aproximadamente 45° em relação ao processo transversal.

Em L2, no lado esquerdo, foi realizada uma perfuração na porção central do corpo vertebral na altura da junção do processo transversal com processo acessório, seguido da inserção de um PVPT; no lado direito, foram realizadas duas perfurações, próximas aos limites craniais e caudais do corpo vertebral, na mesma altura, seguidas da inserção de dois PVPT, todos com angulação de aproximadamente 60° em relação ao processo transversal.

Todos os parafusos, após serem inseridos, foram conectados unilateralmente, por meio de uma barra cilíndrica de 4mm e fixados com o contra parafuso, que realizava o atrito entre a barra e o corpo do parafuso.

Poliaxial bilateral + *cross-link* (G3): Sendo mantida a mesma instrumentação anteriormente descrita, após reaperto dos contra parafusos e verificação da construção, foi inserida uma conexão entre as duas barras conectoras dos PVPT.

A barra conectora, ou *cross-link*, consiste em uma barra cilíndrica de 3mm, moldada em formato de “U” e fixada nas barras conectoras por meio de dois *clamps* encaixados em sua porção central. A barra moldada passa por cima da lâmina dorsal de L1, caudal a seu processo espinhoso. (Figura 21 B; F; *; #)

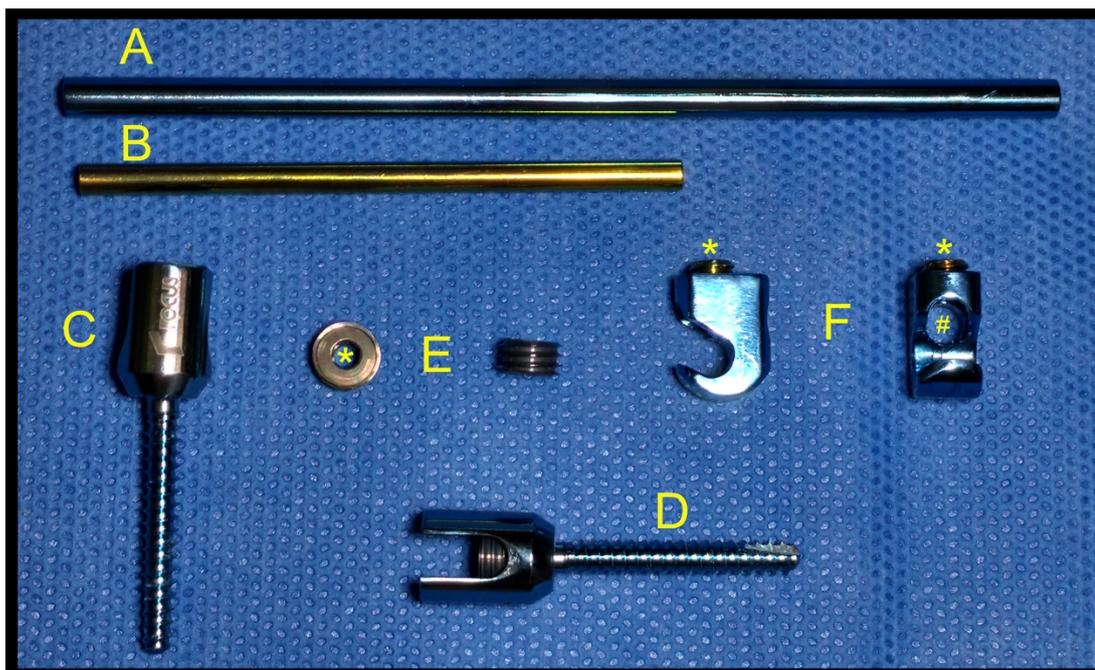


Figura 21: Instrumentação. A: Barra conectora de 4mm de diâmetro; B: Barra conectora do *cross-link* de 3mm de diâmetro; C: Copo do PVPT; D: Corpo de 3,5mm do PVPT; E: Contra parafusos; F: *Clamps* do *cross-link* em vista lateral e frontal. * Local de entrada da chave sextavada 3,5mm para aperto; #Local de entrada do *cross-link* no *clamp*. Autoria: Diamante, 2020.

Parafuso Cortical + PMMA (G4): 6 parafusos ósseos corticais de aço inoxidável (ASTM F138) com 45mm de comprimento e 3,5mm de diâmetro, sendo sua alma de 2,5mm de diâmetro (Focus®, Indaiatuba – SP, Brasil) foram inseridos bilateral e bicortical no corpo vertebral de T13 e L2.

Em T13, no lado esquerdo foi realizada uma perfuração, entre as duas previamente realizadas, tendo como ponto de entrada do corpo vertebral na altura da base do processo acessório, seguida da inserção de um parafuso ósseo cortical; no lado direito, duas perfurações, em volta da previamente realizada, próximas aos limites craniais e caudais na mesma altura, seguidas da inserção de dois parafusos ósseos corticais, todos com angulação de aproximadamente 45° em relação ao processo transversal. Em L2, no lado esquerdo, foram realizadas duas perfurações, em volta da previamente realizada, próximas aos limites craniais e caudais do corpo vertebral, na altura da junção do processo transversal com processo acessório, seguidas da inserção de dois parafusos ósseos corticais; no lado direito, foi realizada uma perfuração, entre as duas previamente realizadas, na mesma altura, seguida da inserção de um parafuso ósseo, todos com angulação de aproximadamente 60° em relação ao processo transversal.

Os parafusos ósseos corticais foram inseridos bicorticais, mantendo-se sobressalentes ao periósteo, 14 mm. Foi realizada a preparação da resina acrílica auto polimerizante (Jet[®], Campo Limpo Paulista, São Paulo – Brasil). Foram misturados 25g de pó a 12,5ml da porção líquida, e durante a polimerização foi colocado e moldado sobre a porção sobressalente dos parafusos.

4.3 ENSAIOS BIOMECÂNICOS E FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Foram predefinidos 5 grupos, constituídos da mesma amostra, em momentos diferentes, como utilizado por outros estudos pesquisados (MEIJ et al., 2007; ZINDL et al., 2018). Os testes biomecânicos foram realizados em um dispositivo de ensaios desenvolvido junto ao Laboratório de Investigação Médica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) da Faculdade de Medicina da USP (LMI – HC/FMUSP). O dispositivo possibilita realizar ensaios nos três eixos de movimento da coluna (flexão-extensão / inclinação lateral / torção), medindo o deslocamento em graus mediante carga aplicada, permitindo carga de até 9Nm (Apêndice).

Durante os testes mecânicos, as amostras foram mantidas úmidas por meio da colocação de gazes umedecidas com solução salina 0,9% entre os intervalos dos testes. Todos os ensaios biomecânicos de todos os grupos foram realizados nos eixos de inclinação lateral, flexão-extensão e torção.

Inicialmente a unidade de teste descongelada e intacta foi colocada no dispositivo de ensaio, e realizados os testes de carga e deslocamento a partir do 0 de carga, mensurando o deslocamento em graus para cada lado do eixo até a carga de 2Nm, sendo esse considerado o grupo controle (G0). Após obtidos os resultados do grupo controle, foi realizada a remoção completa do corpo vertebral de L1, por meio de uma serra linear oscilatória (Multicortadora Oscilante Makita^{®4} 320W 110V TM3000C), mantendo-se intacto todo o arco dorsal (Figura 22). Seguiu-se com os

⁴ Makita do Brasil. Rodovia BR-376, KM 506,1 s/n, Ponta Grossa - PR, 84043-450

ensaios, porém até a carga de 1Nm para que não ocorresse fratura da UT, sendo esse considerado o grupo Instável (G1).



Figura 22: Sequência da remoção do corpo vertebral de L1. A: Realização de duas osteotomias paralelas sobre as placas terminais cranial e caudal do corpo de L1. B: Realização de osteotomia perpendicular e entre as duas previamente realizadas, imediatamente abaixo dos processos acessórios T13-L1-L2. C: Após a remoção do corpo de L1, é possível visualizar a medula espinhal (*). Autoria: Diamante, 2020.

Na sequência foi realizada a instrumentação na unidade de teste instável através da inserção bicortical, confirmada pela palpção da ponta do parafuso na cortical trans, de parafusos vertebrais poliaxiais de titânio (PVPT) de 3,5mm no corpo vertebral de T13 e L2, realizando a configuração descrita por SHARP; WHEELER, (2005), sendo 3 parafusos por vértebra (dois de um lado e um do outro), totalizando 6 parafusos. Os parafusos foram então conectados por duas barras de titânio cilíndricas de 4mm e fixados por meio dos contraparafusos, configurando dessa forma o grupo G2 e submetido aos testes mecânicos com carga de 2Nm.

Findada a coleta dos dados, foi adicionada a barra conectora *cross-link*, que consistiu na adição de dois *clamps* no centro da construção junto a uma barra de titânio cilíndrica de 3mm moldada, e passando por cima do arco dorsal de L1, dando origem ao grupo G3, também submetido aos testes com carga de 2Nm.

Para formar o grupo G4, a instrumentação foi então removida e realizadas novas perfurações, entre as previamente feitas para inserção do PVPT, e inseridos seis parafusos corticais de aço inoxidável de 3,5mm, sendo três por vértebra e de maneira invertida à última perfuração. Todos os parafusos foram inseridos de maneira bicortical mantendo-se 14mm para fora do corpo vertebral. As porções sobressalentes dos parafusos foram conectadas, de cada lado, por 25g de resina acrílica auto

polimerizante (Jet^{®5}) na proporção de 2:1. Após a polimerização completa, a UT foi submetida aos testes com carga de 2Nm (Figura 23). As cargas aplicadas nos ensaios foram baseadas em estudo anterior (LEONARDO OLIVEIRA DE CASTRO PRADO, 2019).

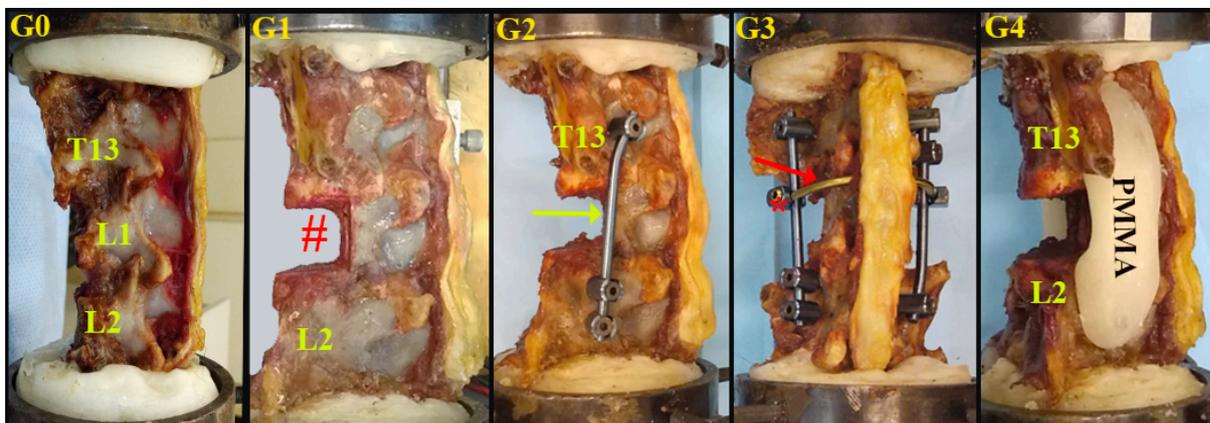


Figura 23: Grupos avaliados no ensaio biomecânico. G0: Grupo controle, constituído do segmento toracolombar T13-L1-L2, sem intervenção; G1: Segmento toracolombar T13-L1-L2 após a remoção do corpo vertebral de L1(#), com limite dorsal da osteotomia sendo a base dos processos acessórios T13-L1 e L1-L2; G2: Vista lateral esquerda após instrumentação bilateral com PVPT 3.5mm, evidenciando a barra de titânio cilíndrica de 4mm que conecta os parafusos (seta amarela); G3: Vista dorsal, após inserção da barra conectora cross-link (seta vermelha), moldada e passando por cima do arco dorsal caudal ao processo espinhoso de L1 e fixada na barra da instrumentação por meio de dois clamps (*); G4: Vista lateral após substituição bilateral da instrumentação por parafusos corticais de aço inoxidável de 3,5mm inseridos de maneira bicortical no corpo vertebral de T13 e L2 e conectados por 25g de resina acrílica auto polimerizante diluída na proporção de 2:1.

4.4 COLETA DOS DADOS DOS ENSAIOS MECÂNICOS NÃO DESTRUTIVOS

Os dados foram coletados a partir do deslocamento angular decorrente da aplicação de carga, que variou de 1Nm (G1) à 2Nm (G0, G2, G3 e G4). O início da mensuração foi dado a partir da carga de 0Nm até o limite de +2Nm a direita e -2Nm a esquerda, sendo a amplitude de movimento (AM) considerada a soma dos extremos em graus nesse intervalo.

A amplitude de movimento, nos três eixos de movimento vertebral, foi dividida em Zona Neutra (ZN) e Zona Elástica (ZE), em decorrência do comportamento não

⁵ Clássico – JET acrílico autopolimerizante. Rua Francisco Valentim Bonamigo, 222. Campo Limpo Paulista – SP – CEP: 13236-080.

linear que a curva de carga-deslocamento da coluna vertebral apresenta. A zona neutra foi definida, de acordo com (PANJABI, 1992, 2003), como sendo a porção da AM em que a amostra apresenta mínima resistência ao movimento, e mensurada pelo software como a deformação sofrida em graus a 0Nm de carga aplicada, tanto na curva superior, quanto na curva inferior. A zona elástica foi definida do final da ZN até o limite da AM com a carga máxima. Cada ciclo de cada eixo foi repetido duas vezes, aguardando-se 30 segundos, para reduzir variações causadas pela viscoelasticidade da UT, para então se iniciar uma terceira repetição, sendo utilizados esses dados para o presente estudo, similar ao realizado por PANJABI et al., 1995.

4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados obtidos foram submetidos ao Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e ao Teste de Bartlett, para verificar se os valores apresentavam variâncias iguais (homocedasticidade), para então decidir qual o teste estatístico seria utilizado.

Para os parâmetros que não apresentaram distribuição normal ou homocedasticidade foram utilizados os testes de Wilcoxon pareado (comparação entre G0 vs. G1) e Friedman, seguido do *post hoc* de Nemenyi, para identificar diferenças entre os grupos.

Para os dados que apresentaram distribuição normal e variâncias iguais, foram utilizados os testes T de Student pareado (comparação entre G0 vs. G1) e Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas, para comparação entre os grupos, seguidos do *post-hoc* Teste de Tukey, para identificar em quais grupos e momentos houve diferença significativa.

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.).

5 RESULTADOS

5.1 DENSITOMETRIA ÓPTICA

A densitometria óptica foi realizada nas 13 amostras e obteve resultados que variaram de 12,03mm/Al até 15,72mm/Al, apresentando média aritmética de 13,83mm/Al, com um desvio padrão de 1,007, o que mostra homogeneidade das amostras e um coeficiente de variação, que expressa o desvio padrão como porcentagem do valor da média, de 7,27% que é considerado baixo quando $\leq 25\%$. (Tabela 1).

Tabela 1: Resultados das médias da Densitometria Óptica Radiográfica

Média	13,8343282
Desvio Padrão	1,00712234
Coeficiente de Variação	7,27987894%

Fonte: Diamante, 2020.

5.2 ANÁLISE BIOMECÂNICA

No eixo de **flexão-extensão**, o grupo controle (G0) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 3,05° a 10,3° (média = 5,76°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 10,26° a 49,06° (média = 29,29°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 16,1° a 56,55° (média = 36,23°).

O grupo instável (G1) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 6,75° a 43,4° (média = 23,44°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 38,5° a 76,5° (média = 55,97°).

O grupo parafuso poliaxial (G2) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 3,05° a 12,85° (média = 5,88°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 12,25° a 35,65° (média = 20,24°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 18,95° a 46,8° (média = 29,41°). O grupo poliaxial + *cross-link* (G3) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 2,45° a 10,1° (média = 4,81°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 8,78° a 32,95° (média = 19,06°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que

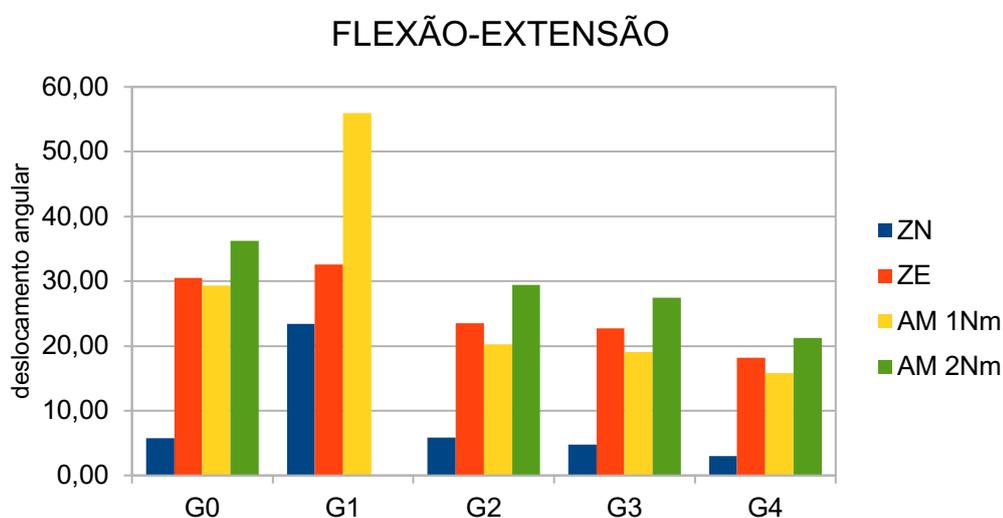
variou de 15,7° a 43,05° (média = 27,50°). O grupo parafusos e cimento ósseo (G4) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 2° a 5,45° (média = 3,01°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 9,03° a 28,81° (média = 15,84°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 13,65° a 34,7° (média = 21,23°) (Tabela 2; Gráfico 1).

Tabela 2: A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Flexão-Extensão

	G0	G1	G2	G3	G4
ZN	5,76 ± 2,35	23,44 ± 12,15	5,88 ± 3,04	4,81 ± 2,39	3,01 ± 0,88
	5,7 (4,05-6,30)	22,15 (14,80-31,85)	5,1 (3,8-6,4)	4,0 (3,25-4,60)	3,05 (2,35-3,15)
ZE	30,47 ± 9,10	32,53 ± 8,37	23,53 ± 5,33	22,68 ± 5,96	18,21 ± 5,28
	31,75 (29,15-33,95)	33,10 (26,10-37,70)	23,15 (20,75-26,25)	23,30 (20,35-25,00)	19,55 (14,90-21,35)
AM 1N	29,29 ± 10,14	55,97 ± 13,68	20,24 ± 5,96	19,06 ± 6,35	15,84 ± 5,48
	30,93 (24,55-32,96)	50,40 (46,65-69,55)	18,96 (17,46-22,03)	18,78 (17,06-21,85)	16,78 (12,41-18,23)
AM 2N	36,23 ± 10,95		29,41 ± 7,08	27,50 ± 7,52	21,23 ± 6,00
	37,65 (32,6-41,4)		26,75 (26,35-32,35)	26,8 (24,75-31,7)	21,95 (17,25-24,7)

Fonte: Diamante, 2020.

Gráfico 1: Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em F-E



Fonte: Diamante, 2020.

No eixo de **inclinação lateral** direita e esquerda, o grupo controle (G0) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 2,8° a 14,85° (média = 7,66°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 19,9° a 57,76° (média = 37,67°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 27° a 70,4° (média = 47,54°). O grupo instável (G1) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 8,2° a 54,75° (média = 28,88°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 51,3° a 83,05° (média = 64,71°).

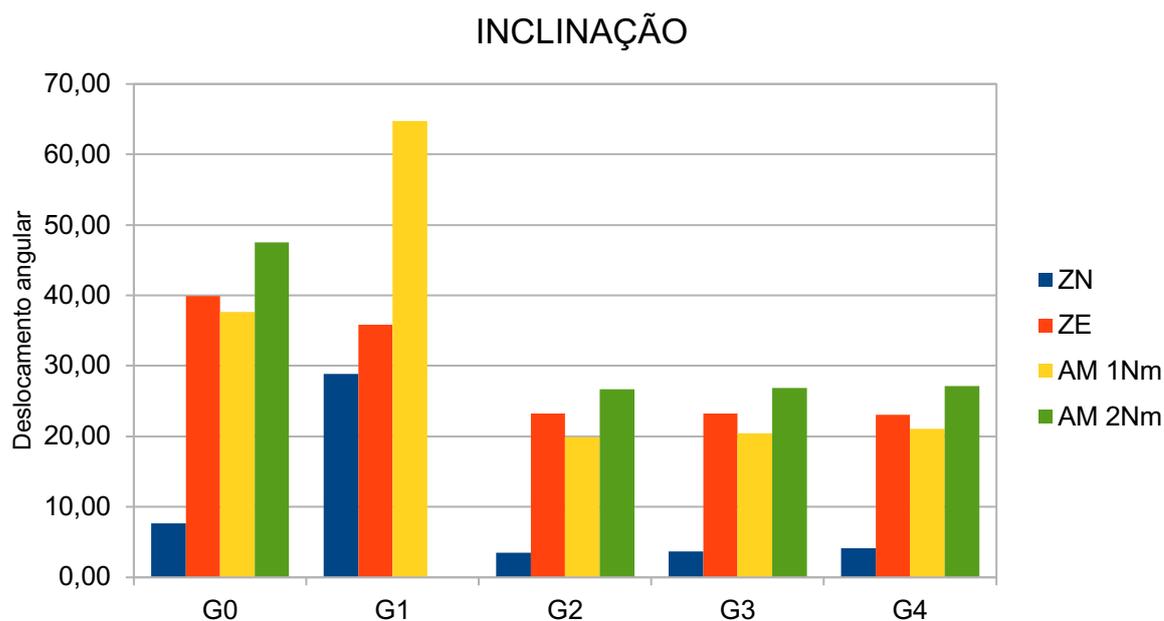
O grupo parafuso poliaxial (G2) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 1,3° a 6,55° (média = 3,48°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 10,9° a 29,68° (média = 19,85°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 16,5° a 38,9° (média = 26,72°). O grupo poliaxial + *cross-link* (G3) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 1,2° a 6,4° (média = 3,66°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 7,48° a 30,15° (média = 20,45°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 12,25° a 39° (média = 26,90°). O grupo parafuso + cimento (G4) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 2,15° a 7,6° (média = 4,12°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 10,56° a 33,8° (média = 21,10°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 15,3° a 41,4° (média = 27,18°) (Tabela 3; Gráfico 2).

Tabela 3: A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Inclinação Lateral.

	G0	G1	G2	G3	G4
ZN	7,66 ± 3,84	28,88 ± 16,12	3,48 ± 1,38	3,66 ± 1,41	4,12 ± 1,52
	6,75 (5,45-9,10)	24,15 (18,85-41,50)	3,35 (2,45-4,35)	3,55 (2,85-4,60)	3,55 (3,30-4,80)
ZE	39,88 ± 9,62	35,83 ± 10,52	23,24 ± 6,27	23,25 ± 7,16	23,05 ± 6,90
	38,10 (34,05-48,40)	34,65 (28,05-40,35)	22,10 (18,20-29,65)	21,40 (19,20-30,30)	21,50 (18,45-26,80)
AM 1N	37,67 ± 10,51	64,71 ± 10,60	19,85 ± 6,00	20,45 ± 6,73	21,10 ± 6,97
	38,65 (31,03-43,68)	65,95 (53,90-70,45)	19,01 (16,68-25,03)	19,46 (17,33-25,00)	20,88 (16,88-24,75)
AM 2N	47,54 ± 12,24		26,72 ± 7,13	26,90 ± 7,74	27,18 ± 8,05
	46,80 (40,20-54,30)		26,55 (22,55-33,00)	26,20 (23,80-32,75)	26,30 (22,05-30,15)

Fonte: Diamante, 2020.

Gráfico 2: Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em IL



Fonte: Diamante, 2020.

No eixo de **torção axial** o grupo controle (G0) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 0,4° a 4,7° (média = 2,73°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 2,83° a 22,3° (média = 8,7°); na AM de

carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 3,7° a 21,35° (média = 10,65°). O grupo instável (G1) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 2,7° a 23,2° (média = 9,08°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 12,2° a 55,8° (média = 37,38°).

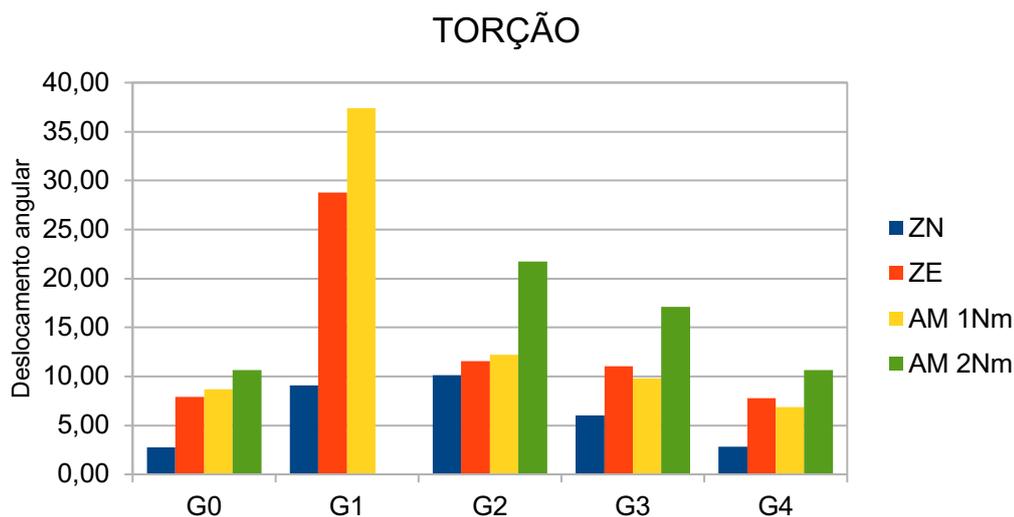
O grupo parafuso poliaxial (G2) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 0,55° a 24° (média = 10,14°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 3,08° a 20,38° (média = 12,24°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 6,3° a 37,15° (média = 21,73°). O grupo poliaxial + *cross-link* (G3) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 1,95° a 11,05° (média = 6,04°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 2,88° a 17,16° (média = 9,77°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 6,35° a 26° (média = 17,11°). O grupo parafuso + cimento (G4) apresentou na ZN um deslocamento que variou de 1,05° a 5,25° (média = 2,84°); na AM de carga 1Nm apresentou um deslocamento que variou de 3,23° a 14,48° (média = 6,89°); na AM de carga 2Nm apresentou um deslocamento que variou de 6,5° a 19,9° (média = 10,64°) (Tabela 4; Gráfico 3).

Tabela 4: A tabela abaixo apresenta os valores das médias e respectivos desvios-padrão e das medianas com os intervalos interquartis no eixo de Torção

	G0	G1	G2	G3	G4
ZN	2,73 ± 1,37	9,08 ± 5,48	10,14 ± 6,09	6,04 ± 2,90	2,84 ± 1,21
	2,65 (2,20-3,85)	8,30 (6,45-9,55)	9,90 (6,65-12,40)	5,65 (3,70-7,80)	2,80 (2,05-3,45)
ZE	7,91 ± 4,43	28,78 ± 9,85	11,59 ± 3,86	11,07 ± 3,56	7,80 ± 2,78
	6,90 (4,45-10,20)	28,80 (23,60-34,50)	11,15 (9,10-13,15)	10,70 (9,20-12,95)	7,50 (5,65-8,85)
AM 1N	8,70 ± 5,83	37,38 ± 11,59	12,24 ± 5,21	9,77 ± 3,80	6,89 ± 3,23
	5,45 (4,50-12,00)	35,90 (31,55-41,40)	11,81 (9,41-14,61)	8,65 (7,90-10,71)	5,71 (5,10-7,11)
AM 2N	10,65 ± 5,50		21,73 ± 8,60	17,11 ± 5,60	10,64 ± 3,72
	8,75 (7,05-14,45)		21,20 (16,80-29,30)	16,15 (14,50-21,75)	9,30 (8,55-11,40)

Fonte: Diamante, 2020.

Gráfico 3: Representação gráfica dos resultados da ZN, ZE, AM1Nm e AM2Nm em T



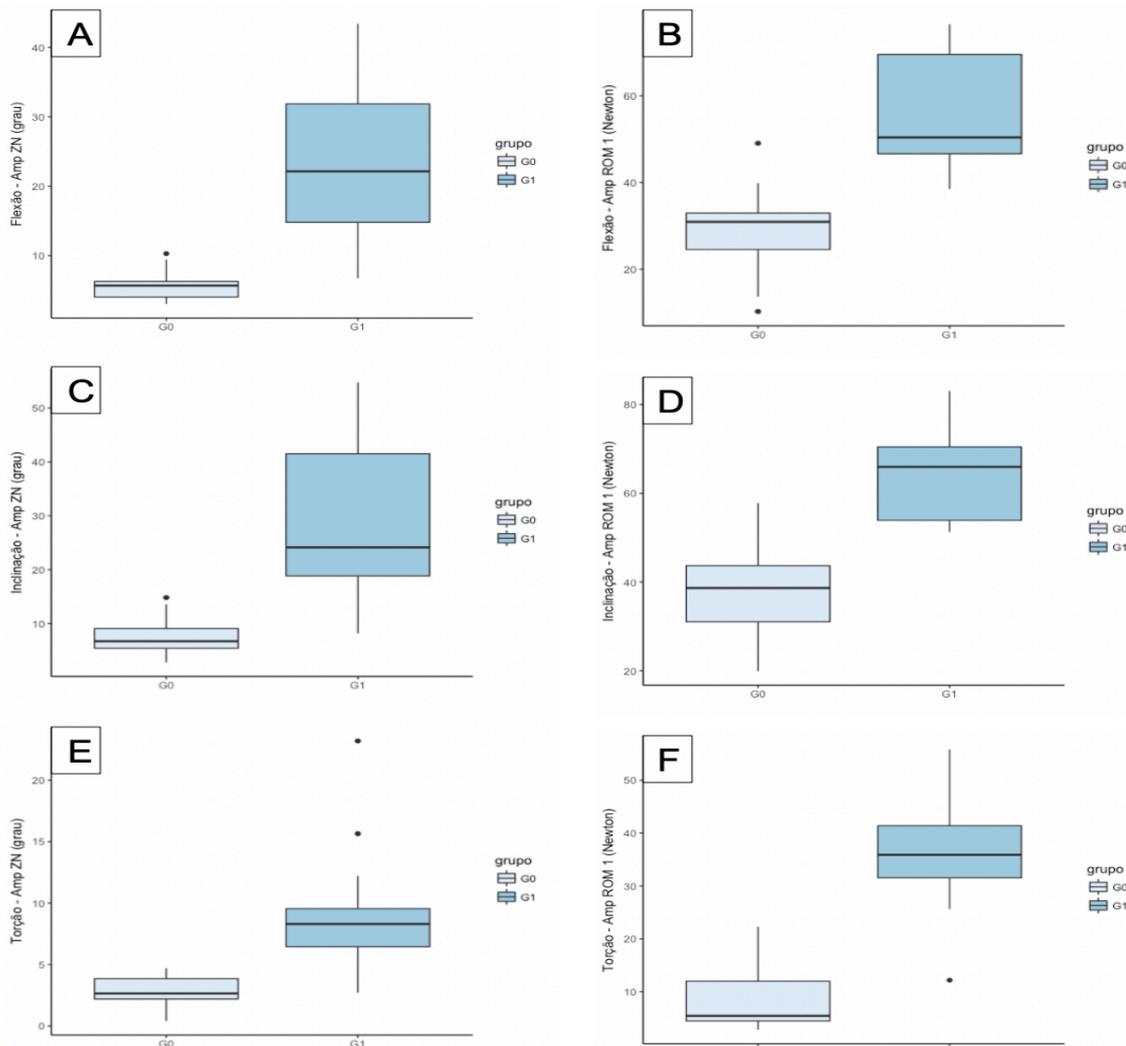
Fonte: Diamante, 2020.

5.3 ANÁLISE DOS DADOS

5.3.1 Flexão-Extensão; Inclinação e Torção G0 vs. G1 (ZN e ROM)

No eixo de **flexão-extensão** houve diferença estatística significativa em relação à **ZN** ($t = -5,7316$; $df = 12$; $p = 0,00009432$) e em relação à **AM 1Nm** ($t = -9,5494$; $df = 12$; $p = 0,00000588$) entre os grupos G0 vs. G1. Em **inclinação** houve diferença estatística significativa em relação à **ZN** ($t = -5,4228$; $df = 12$; $p = 0,0001543$) e em relação à **AM 1Nm** ($t = -11,46$; $df = 12$; $p = 0,000000806$) entre os grupos G0 vs. G1. Por fim no eixo de **torção** houve diferença estatística significativa em relação à **ZN** ($t = -4,0463$; $df = 12$; $p = 0,001621$) e em relação à **AM 1Nm** ($v = 0$; $p = 0,0002441$) entre G0 vs. G1. (Gráfico 4; quadro 1).

Gráfico 4: Comparação estatística entre o grupo G0 com o grupo G1 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 1Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 1Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 1Nm (F)



G0 vs G1	ZN	AM 1Nm
Flexão-extensão	$p = 0,00009$	$p = 0,000005$
Inclinação	$p = 0,0001$	$p = 0,00000008$
Torção	$p = 0,001$	$p = 0,0002$

Quadro 1: Resultado da comparação entre o grupo controle (G0) e o grupo instável (G1). Houve aumento significativo em todos os eixos avaliados, evidenciando a instabilidade vertebral.

5.3.2 Flexão-Extensão, Inclinação e Torção G0 vs. G2, G3 e G4

No eixo de Flexão-extensão (ZN), houve diferença ($\max T = 4,4054$; $p = 0,00005541$) entre os grupos G0 vs. G4 ($p = 0,00005036772$). Não houve diferença entre os grupos G0 vs. G2 ($p = 0,9902684$) e G0 vs. G3 ($p = 0,1031428$). No eixo de Flexão-extensão (AM 2 Nm) houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 7,56$; $p = 0,000307$) entre os grupos G0 vs. G3 ($p = 0,0404153$) e G0 vs. G4 ($p = 0,0001183$). Não houve diferença entre G0 vs. G2 ($p = 0,1527607$).

No eixo de Inclinação (ZN), houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 9,606$; $p = 0,0000445$) entre os grupos G0 vs. G2 ($p = 0,0001540$), G0 vs. G3 ($p = 0,0002894$) e G0 vs. G4 ($p = 0,0014924$). No eixo de inclinação (AM 2Nm) houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 16,96$; $p = 0,00000012$) entre os grupos G0 vs. G2 ($p = 0,0000022$), G0 vs. G3 ($p = 0,0000027$) e G0 vs. G4 ($p = 0,0000035$).

No eixo de torção (ZN), houve diferença ($\max T = 4,2535$; $p = 0,0001707$) entre os grupos G0 vs. G2 ($p = 0,000115514$) e G0 vs. G3 ($p = 0,0481707751$). Não houve diferença entre os grupos G0 vs. G4 ($p = 0,9987517104$). No eixo de torção (AM 2Nm), houve diferença ($\max T = 4,1016$; $p = 0,0003036$) entre os grupos G0 vs. G2 ($p = 0,0001914790$) e G0 vs. G3 ($p = 0,0484503569$). Não houve diferença entre G0 vs. G4 ($p = 0,9902684160$). (Quadro 2; Gráfico 5)

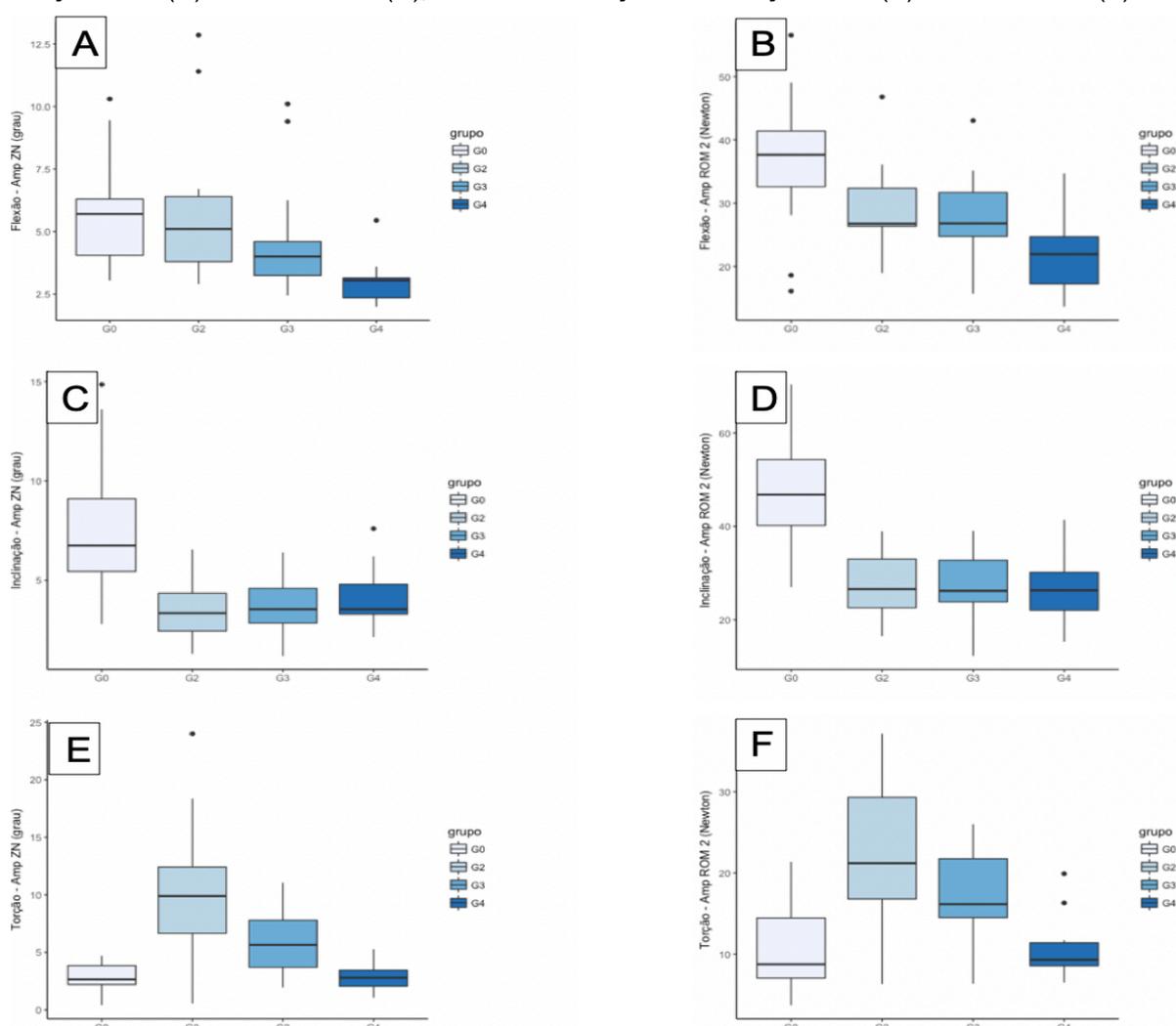
Comparações	G0vsG2		G0vsG3		G0vsG4	
	ZN	AM2Nm	ZN	AM2Nm	ZN	AM2Nm
Flex-extensão	$p = 0,99$	$p = 0,15$	$p = 0,10$	$p = 0,04$	$p = 0,00005$	$p = 0,0001$
Inclinação	$p = 0,0001$	$p = 0,000002$	$p = 0,0002$	$p = 0,000002$	$p = 0,001$	$p = 0,000003$
Torção	$p = 0,0001$	$p = 0,0001$	$p = 0,048$	$p = 0,048$	$p = 0,99$	$p = 0,99$

Quadro 2: Resultado da comparação entre o grupo controle (G0) e os três tipos de instrumentação testados. Todos os grupos reduziram tanto a ZN quanto a AM 2Nm no eixo de inclinação se tornando mais rígido que o grupo controle. Em flexão-extensão o grupo G2 não diferiu do controle, o grupo G3 foi mais rígido que o controle com carga de 2Nm porém a ZN se manteve similar e o grupo G4 foi mais rígido nos dois parâmetros. Em torção apenas o grupo G4 reestabeleceu os níveis pré-corpectomia, tanto o G2 quanto o G3 apresentaram médias significativamente maiores.

O grupo G2 não diferiu do grupo controle em flexão-extensão, ou seja, restaurou a AM a níveis pré-corpectomia, já em torção houve aumento da AM de forma significativa, ou seja, não restaurou os padrões pré-corpectomia. O grupo G3 em flexão extensão manteve a ZN similar ao grupo controle e enrijeceu a AM com carga

de 2Nm, tornando-se mais rígido que a coluna íntegra, em torção o grupo G3, apesar de em uma média inferior ao G2, não foi capaz de manter os padrões pré-corpectomia, mantendo uma AM significativamente superior. O grupo G4 reduziu de forma significativa a AM tanto na ZN quanto na AM 2Nm no eixo de flexão-extensão e em torção foi o único entre os três modelos de instrumentação que restaurou os níveis pré-corpectomia, ou seja, não diferiu do grupo controle.

Gráfico 5: Comparação estatística entre o grupo G0 com os grupos G2; G3 e G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 2Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 2Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 2Nm (F).



5.3.3 Flexão-Extensão, inclinação e Torção G1 vs. G2, G3 e G4

No eixo de flexão-extensão na **ZN**: Houve diferença (maxT = 5,6207; $p=0,00000005771$) entre os grupos G1 vs. G3 ($p=0,0007862713$) e G1 vs. G4 ($p=0,0000002322219$). Não houve diferença entre os grupos G1 vs. G2

($p=0,07118084$). No eixo de flexão-extensão na **AM 1Nm**: Houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 63,31$; $p < 2e-16$) entre os grupos G1 vs. G2 ($p < 0,000001$), G1 vs. G3 ($p < 0,000001$) e G1 vs. G4 ($p < 0,000001$).

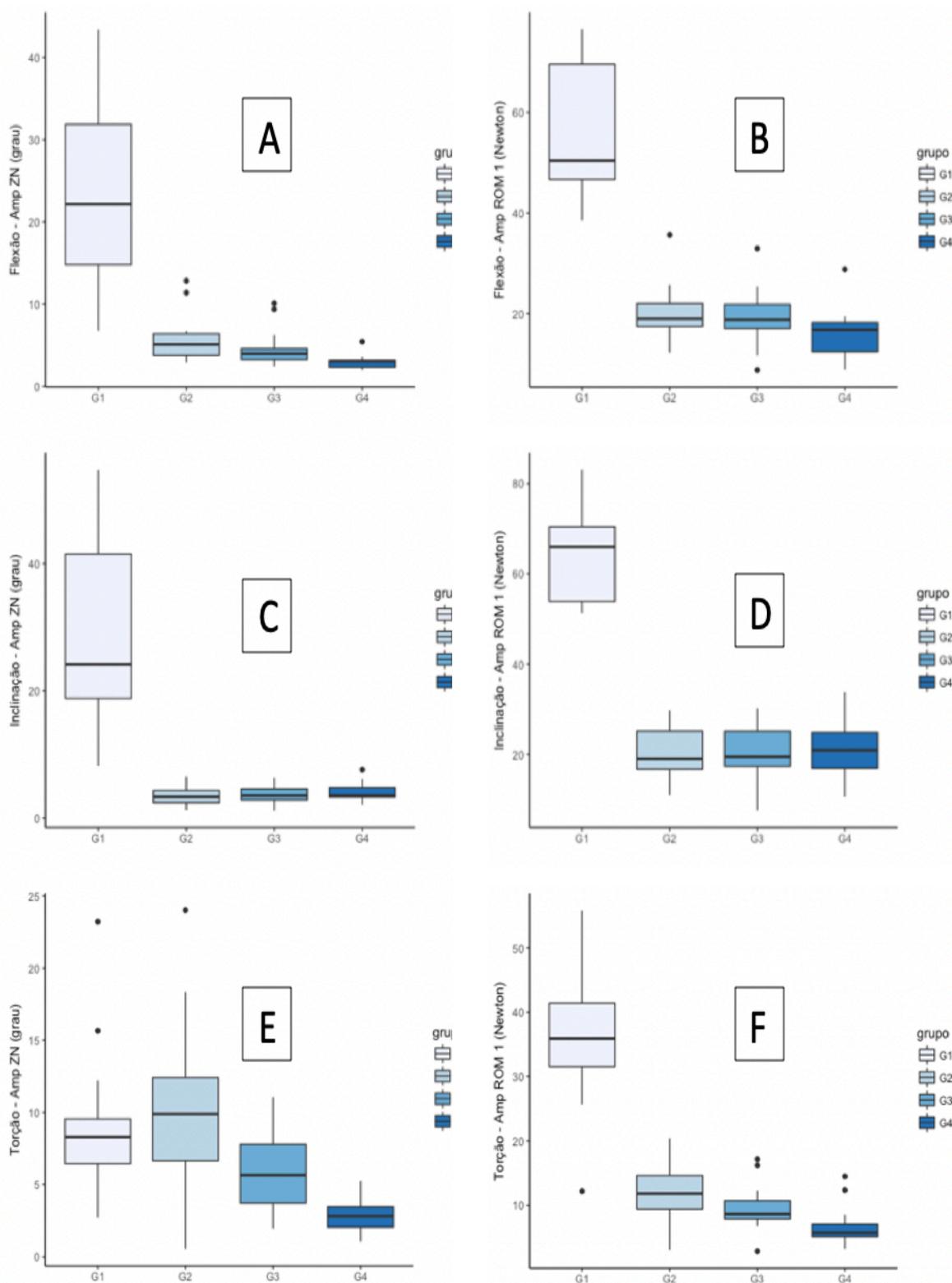
Em inclinação na **ZN**: Houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 30,86$; $p = 0,000000000029$) entre os grupos G1 vs. G2 ($p < 0,0000001$), G1 vs. G3 ($p < 0,0000001$) e G1 vs. G4 ($p < 0,0000001$). Em inclinação na **AM 1Nm**: Houve diferença (ANOVA; $df = 3$; $F\text{-value} = 105,1$; $p < 2e-16$) entre os grupos G1 vs. G2 ($p < 0,000001$), G1 vs. G3 ($p < 0,000001$) e G1 vs. G4 ($p < 0,000001$).

Por fim em torção na **ZN**: Houve diferença ($\max T = 4,4054$; $p = 0,00006752$) entre os grupos G1 vs. G4 ($p = 0,0007773402$). Não houve diferença entre G1 vs. G2 ($p = 0,9296896183$) e G1 vs. G3 ($p = 0,5200347335$). **AM 1Nm**: Houve diferença significativa ($\max T = 5,6207$; $p = 0,00000000708$) entre os grupos G1 vs. G3 ($p = 0,0004802250$) e G1 vs. G4 ($p = 0,00000005298261$). Não houve diferença entre G1 vs. G2 ($p = 0,1030829$). (Quadro 3; Gráfico 6).

Comparações	G1vsG2		G1vsG3		G1vsG4	
	ZN	AM 1Nm	ZN	AM 1Nm	ZN	AM 1Nm
Flexão-extensão	$p = 0,071180$	$p < 0,000001$	$p = 0,00078$	$p < 0,000001$	$p = 0,0000002$	$p < 0,000001$
Inclinação	$p < 0,0000001$	$p < 0,000001$	$p < 0,0000001$	$p < 0,000001$	$p < 0,0000001$	$p < 0,000001$
Torção	$p = 0,929689$	$p = 0,103082$	$p = 0,5200347$	$p = 0,00048$	$p = 0,0007$	$p = 0,00000005$

Quadro 3: Resumo das comparações entre a coluna instável (pós-corpectomia) ou grupo G1 com os três tipos de instrumentação testados. Todos os grupos foram capazes de reduzir de forma significativa a AM tanto na ZN quanto com carga de 1Nm no eixo de inclinação. No eixo de flexão-extensão s grupos G3 e G4 reduziram a AM de forma significativa tanto na ZN quanto com carga de 1Nm, porém o grupo G2 apenas conseguiu reduzir a AM com carga de 1Nm, na ZN não foi capaz. No eixo de torção o grupo G2 falhou em estabilizar a coluna em ambos os parâmetros, o grupo G3 apenas conseguiu quando aplicado carga de 1Nm, mantendo instabilidade na ZN, o grupo G4 foi o único capaz de reduzir de forma significativa os dois parâmetros avaliados.

Gráfico 6: Comparação estatística entre o grupo G1 com os grupos G2; G3 e G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 1Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 1Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 1Nm (F).



5.3.4 Flexão-Extensão, Inclinação e Torção G2 vs G3 vs G4

No eixo de flexão-extensão em **ZN**: Houve diferença significativa ($\max T = 4,1184$; $p = 0,0001057$) entre os grupos G2 vs. G4 ($p = 0,0001112483$) e G3 vs. G4 ($p = 0,0487172617$). Não houve diferença entre os grupos G2 vs. G3 ($p = 0,1815039650$). **AM 2Nm**: Houve diferença significativa (ANOVA; $df = 2$; F-value = $5,004$; $p = 0,0121$) entre os grupos G2 vs. G4 ($p = 0,0124350$). Não houve diferença entre os grupos G2 vs. G3 ($p = 0,7612259$) e G3 vs. G4 ($p = 0,0661362$).

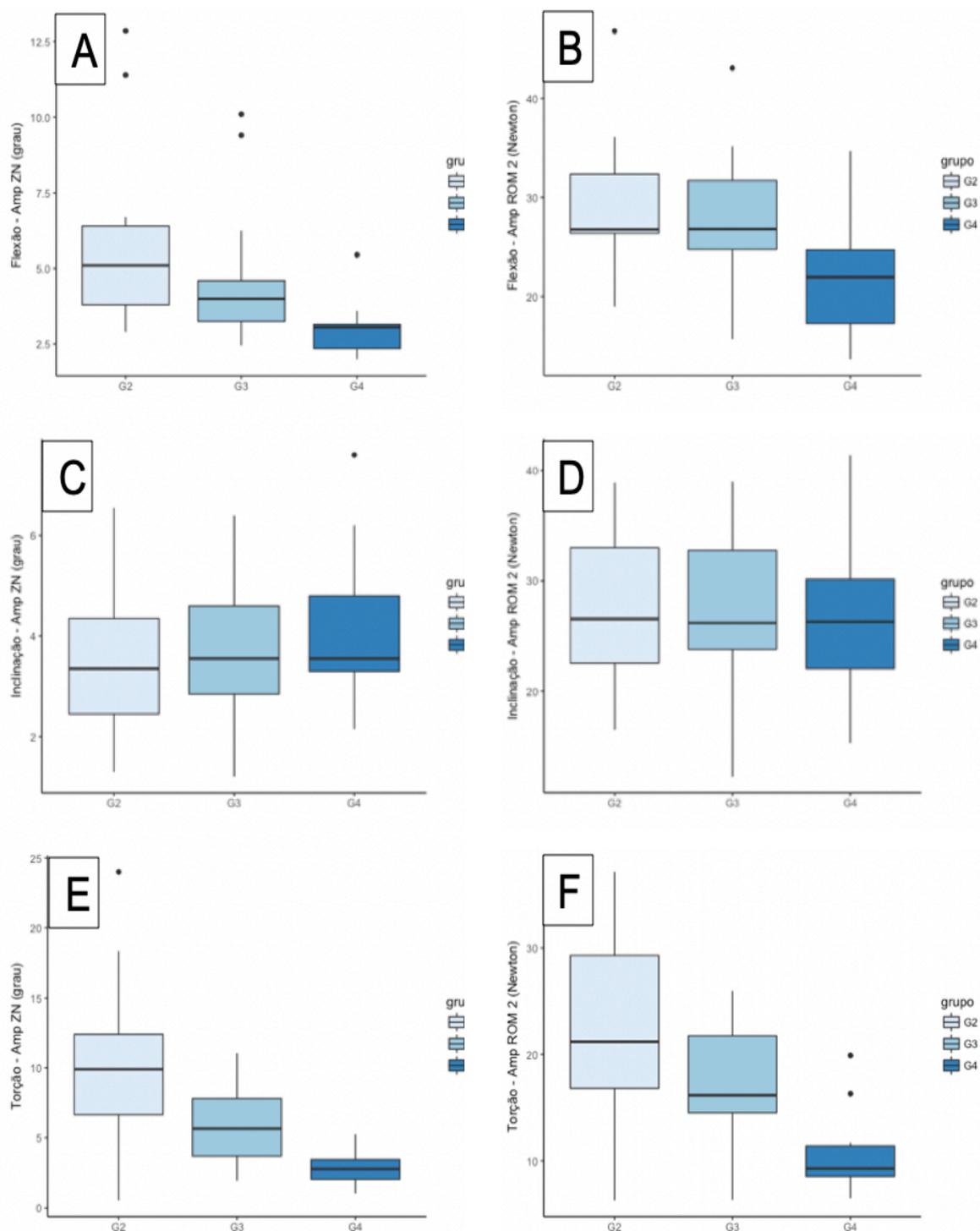
Em inclinação na **ZN**: Não houve diferença entre os grupos (ANOVA; $df = 2$; F-value = $0,683$; $p = 0,512$). **AM 2Nm**: Não houve diferença entre os grupos (ANOVA; $df = 2$; F-value = $0,012$; $p = 0,988$).

Em Torção na **ZN**: Houve diferença significativa ($\max T = 4,5107$; $p = 0,000016$) entre os grupos G2 vs. G4 ($p = 0,00001991329$) e G3 vs. G4 ($p = 0,02905088$), não houve diferença entre G2 vs. G3 ($p = 0,1220182$). **AM 2Nm**: Houve diferença significativa entre os grupos ($\max T = 4,3146$; $p = 0,000001$), entre os grupos G2 vs. G4 ($p = 0,00004971966$), não houve diferença entre os grupos G2 vs. G3 ($p = 0,07868685$) e G3 vs. G4 ($p = 0,07868685$). (Quadro 4, Gráfico 7).

Comparações	G2vsG3		G3vsG4		G2vsG4	
	ZN	AM 2Nm	ZN	AM 2Nm	ZN	AM 2Nm
Flexão-extensão	$p = 0,181503$	$p = 0,761225$	$p = 0,048717$	$p = 0,066136$	$p = 0,0001$	$p = 0,012435$
Inclinação	$p = 0,512$	$p = 0,988$	$p = 0,512$	$p = 0,988$	$p = 0,512$	$p = 0,988$
Torção	$p = 0,122018$	$p = 0,078686$	$p = 0,029050$	$p = 0,078686$	$p = 0,000019$	$p = 0,000049$

Quadro 4: Resumo das comparações realizadas entre os três métodos de instrumentação avaliados. O grupo G2 não diferiu do grupo G3 em nenhum dos eixos avaliados com carga de 2Nm ou na ZN. Em relação ao grupo G4 o grupo G2 apresentou similaridade em inclinação, porém o grupo G4 foi significativamente mais rígido tanto em flexão extensão quanto em torção. O grupo G3 foi similar ao G4 em inclinação em torção tanto com carga de 2Nm quanto na ZN, em flexão foi inferior na ZN, porém similar quando aplicado carga de 2Nm.

Gráfico 7: Comparação estatística entre o grupo G2 com o grupo G3 e o grupo G4 no eixo de flexão-extensão com relação a ZN (A) e amplitude de movimento (AM) até 2Nm (B); no eixo de inclinação em relação a ZN (C) e AM até 2Nm (D); e no eixo de torção com relação a ZN (E) e AM até 2Nm (F).



6 DISCUSSÃO

O presente estudo demonstra que a remoção do corpo vertebral gera instabilidade em todos os eixos. Os três modelos de instrumentação apresentaram comportamento semelhante no eixo de inclinação, foram capazes de reduzir de forma significativa a AM, tanto em relação ao grupo controle quanto em relação ao grupo instável e a adição do *cross-link* não incrementou rigidez no eixo de flexão-extensão e inclinação lateral. No eixo de torção, o grupo PMMA/parafuso (G4) foi o mais rígido; a adição do *cross-link* na instrumentação PVPT reduziu a média da ZN e da AM, porém não de forma significativa.

A corpectomia total de L1 objetiva gerar um ambiente hostil de grande instabilidade para avaliar o comportamento dos métodos de estabilização e, nesse estudo, resultou em instabilidade vertebral em todos os eixos tanto em relação à ZN quanto à AM 1Nm, demonstrando efetividade do método. WANG et al., (2008) demonstraram que a remoção de 1/6 e 1/3 do corpo vertebral de L1 reduzem significativamente a rigidez da coluna em compressão axial e flexão-compressão, mesmo após a estabilização curta (vértebras adjacentes), por meio de parafusos pediculares, e que quanto maior a extensão da lesão, maior a instabilidade vertebral. Métodos de produção de instabilidade vertebral por osteotomia/ostectomia representam 22,2% dos estudos biomecânicos *ex vivo* publicados nas últimas décadas (FAKURNEJAD et al., 2014).

Em relação ao grupo controle (G0), no eixo de flexão-extensão, os grupos G2 e G3 foram capazes de reestabelecer a rigidez, entretanto, o grupo G4, mesmo com a corpectomia em L1, apresentou rigidez significativamente maior. No eixo de inclinação lateral, todos os grupos aumentaram de forma significativa a rigidez, entretanto, em torção, o grupo G4 foi o único capaz de reestabelecer a rigidez do G0- tanto o G2 quanto o G3 apresentaram médias de mobilidade significativamente maior.

Quando comparados à coluna instável (G1), nos eixos de inclinação lateral e flexão-extensão, todos os grupos reduziram significativamente a ZN e a AM 1Nm, com exceção da ZN em flexão-extensão do grupo G2 ($p=0,07$). No entanto, no eixo de torção, apenas o G4 reduziu de forma significativa a mobilidade, tanto na ZN quanto na AM; a instrumentação apenas com os PVPT(G2) não foi capaz de estabilizar nesse eixo e a adição do *cross-link* (G3) reduziu de forma significativa a AM 1Nm ($p= 0,0004$), porém não a ZN ($p= 0,52003$).

O uso do *cross-link* é indicado no intuito de adicionar rigidez ou estabilidade mecânica à construção, principalmente no eixo de torção, e vários estudos biomecânicos demonstraram esse resultado. GÓES; SHIMANO; DEFINO, (2004) estudaram em um modelo que mimetiza a corpectomia, a influência do CL na rigidez da construção e observaram que a adição da conexão transversal enrijece a estrutura, mas não em todos os eixos - sua maior influência ocorre principalmente no eixo de torção, pois, quando adicionado um CL, aumentou a rigidez em 51,9%, e quando adicionado 2 CL, o aumento foi de 199,3%.

Os resultados de GÓES; SHIMANO; DEFINO, (2004) concordam com os obtidos por WAHBA et al., (2010) que avaliaram, em um modelo de falha semelhante ao deste estudo, porém em colunas humanas, a fixação curta bilateral por parafusos pediculares sem o *cross-link*, com um *cross-link* e com dois *cross-links*. Observou-se que os três modelos de estabilização reduziram de forma significativa a rigidez em torção, porém a adição de um ou dois *cross-links* aumentou essa rigidez, sendo o grupo com dois *cross-links* superior em cargas maiores. No entanto, nenhuma das construções foi capaz de reestabelecer a rigidez do grupo controle (coluna íntegra).

Em contraste com os estudos anteriores, este estudo mostrou que o grupo de fixação bilateral sem o *cross-link* (G2) não foi capaz de estabilizar a coluna em torção, reduziu a média da AM em 67,%, porém não de forma significativa ($p=0,103$). Todavia, quando adicionado o *cross-link* (G3), reduziu em 74% a média da AM e de forma significativa ($p=0,004$), concordando com GÓES; SHIMANO; DEFINO, (2004) e WAHBA et al. (2010) que o uso do *cross-link* enrijece a estrutura em torção. Contudo, também não foram capazes de reestabelecer os padrões do grupo controle em torção.

No estudo produzido por WAHBA et al. (2010), foi observado também que o acréscimo do *cross-link* apresenta uma tendência clara de aumento de rigidez em inclinação, porém sem interferência no eixo de flexão-extensão, discordando, neste aspecto, do presente estudo, no qual não houve diferença entre os grupos no eixo de inclinação lateral - ambos foram significativamente mais rígidos quando comparados ao grupo controle e que o grupo instável (G1). Da mesma forma, não houve aumento de rigidez no eixo de flexão-extensão com a adição do *cross-link*. Porém esses resultados condizem com o encontrado por LEHMAN et al., (2015) e KUKLO et al. (2008), onde a instrumentação foi eficiente em estabilizar o eixo de flexão-extensão e

inclinação lateral, e o acréscimo de um ou dois *cross-links* não aumentou a rigidez em inclinação lateral nem em flexão-extensão.

Foi possível observar aumento de rigidez a torção no grupo com o *cross-link*, porém, apesar da redução na AM, sua média não diferiu quando comparado ao grupo sem o *cross-link* (G2). A necessidade de moldagem da barra de conexão em formato de arco pode ter interferido na rigidez ou, talvez, nessa condição de instabilidade, em cães de grande porte, seja necessária a instalação de dois *cross-links*. Em estabilizações longas, utilizadas na coluna após osteotomias vertebrais para correção de deformidades em humanos, a fixação pedicular bilateral sem a adição do *cross-link* estabiliza a coluna nos 3 eixos, e a adição de um *cross-link* aumenta a rigidez em torção da estrutura, porém a adição de 2 *cross-links* enrijece de forma significativa a estrutura, sendo indicada nos casos de grande instabilidade (KUKLO et al., 2008; LEHMAN et al., 2015).

Embora muitos estudos biomecânicos demonstrem que a adição do *cross-link* incrementa a rigidez à torção, permanecem questionamentos sobre o limiar de rigidez necessário e sua real importância na prática clínica. KULKARNI; DHARUV; BASSI, (2013) em estudo clínico que avaliou, por meio de acompanhamento radiográfico por 15 meses, 208 pacientes submetidos à instrumentação posterior sem o CL concluíram que, com exceção dos pacientes com grave instabilidade, como fraturas do corpo vertebral (AO tipo C), a consolidação ocorre sem sinais de instabilidade no eixo de rotação; nos casos de grande instabilidade, os autores sugerem estabilizações mais longas associadas à reconstrução da porção anterior. Tais diferenças em relação aos resultados desse estudo podem decorrer da carga aplicada ou resultar de diferenças anatômicas entre as espécies, dos pontos de inserção do parafuso na vértebra canina ou do diâmetro da instrumentação utilizado.

Em humanos, na estabilização de colunas de crianças >8 anos (27-95 meses) o diâmetro médio do parafuso utilizado foi 5,5mm nas vértebras lombares e 4,5mm nas vértebras torácicas (RANADE et al., 2009) em contraste ao presente trabalho que utilizou PVPT de 3,5mm. Levando em consideração que o peso médio de crianças nessa idade é inferior ao dos cães utilizados no presente estudo (32,5Kg), salvo claro as diferenças anatômicas, é possível que os implantes possam ter sido subdimensionados, o que influiria diretamente nos resultados do estudo.

O diâmetro de parafusos ou pinos indicado para utilização em vértebras de cães de grande porte é de 3,5mm ou 1/8 polegada respectivamente, com algum grau

de liberdade de ajuste dependendo do paciente (HETTLICH, 2017), no entanto, pode ser que na instrumentação com PVPT deva ser utilizado um diâmetro maior em cães de grande porte. Isso evidencia a necessidade de estudos que comparem qual diâmetro de PVPT é equivalente à fixação com PMMA/parafusos 3,5mm. Da mesma maneira, a quantidade de parafusos necessária para estabilização também não é definida; no presente estudo, utilizou-se a configuração de parafusos/PMMA similar à descrita por SHARP; WHEELER, (2005), sendo três por vértebra e se mostrou eficaz em todos os eixos, porém essa pode não ser a mais adequada na instrumentação com PVPT.

Este estudo mostra que, em cães, mesmo em condições de grande instabilidade, a estabilização curta por meio do uso de PMMA/parafusos restaura a rigidez em todos os eixos de movimento, inclusive restabelece a níveis pré corpectomia, o eixo de torção. O grupo G4 foi superior à instrumentação bilateral com PVPT com e sem o *cross-link*, pois além de reduzir em 81% a média da AM em torção, e de forma significativa ($p=0,00000005$) foi capaz restabelecer as médias obtidas antes da corpectomia, não diferindo do grupo controle ($p=0,9902$).

As diferenças encontradas entre o grupo com PMMA/parafuso com a instrumentação de PVPT, principalmente no eixo de torção, pode estar associada à força de atrito que se dá pela fórmula $Fat=\mu.F$ (μ = coeficiente de atrito, F = Força Normal). A instrumentação de PVPT mantém sua rigidez por meio da aplicação de carga (força normal) no contraparafuso a uma barra cilíndrica lisa de titânio. Da mesma maneira, a conexão *cross-link* proporciona rigidez, aplicando carga no *clamp* que fixa duas barras lisas, ou seja, em objetos lisos, o coeficiente de atrito é menor e a rigidez depende muito da força normal aplicada, que pode superar a resistência do copo do parafuso para atingir uma média similar ao PMMA.

Em um estudo biomecânico que comparou dois modelos de barra em relação à estabilidade do CRIF® (*clamp and rod internal fixation*), concluiu-se que a utilização de uma barra áspera foi significativamente superior em torção do que a barra lisa (HAERDI et al., 2003). Similar à instrumentação com PVPT, a rigidez do CRIF se dá por meio do torque aplicado no parafuso que prende o *clamp* na barra; como esse torque tem um limite imposto pela resistência do osso, o uso de uma barra áspera aumenta o coeficiente de atrito e conseqüentemente a Fat (força de atrito). Esta sugestão pode ser dada ao modelo de instrumentação utilizado: possivelmente, o uso de uma barra áspera aumentaria a resistência em torção.

Além disso, os resultados mostram que nos ensaios onde a barra foi submetida a forças de flexão (inclinação lateral e flexão-extensão), houve rigidez adequada, mostrando que o diâmetro da barra é adequado. Por se tratar de um cilindro, apresenta um bom momento de inércia de área (MIA), em todas as direções, que é relacionado ao seu raio elevado à 4ª potência $I = \left(\frac{1}{4}\pi \cdot r^4\right)$ (MUIR; JOHNSON; MARKEL, 1995). A perda de rigidez ocorreu no eixo de torção, principalmente no grupo sem o *cross-link*, o que evidencia que a conexão entre o copo do parafuso e a barra apresenta uma falha, necessitando-se reforçá-la.

O estudo exposto traz como principais limitações ter sido realizado em colunas de cadáveres, o que não necessariamente mimetiza seu real comportamento *in vivo*, pois além de não ter a atuação da musculatura epaxial, não se sabe exatamente a real necessidade de carga de que o implante necessita e à qual deve resistir. Além disso, o pequeno número de amostras utilizado pode reduzir o poder estatístico.

Estudos biomecânicos utilizando dois *cross-link* nesse modelo de falha são necessários para avaliar o aumento de rigidez em torção, assim como o uso de barras ásperas e copos de parafuso poliaxiais mais resistentes para aumentar a Fat. Além desses, a avaliação de parafusos de maior diâmetro também ajudaria a entender o tamanho adequado para esse porte de paciente. Estudos clínicos também se fazem necessários, utilizando a instrumentação com PVPT para bem avaliar sua eficácia na estabilização da coluna toracolombar, assim como avaliar seus potenciais complicações clínicas.

7. CONCLUSÃO

A remoção do corpo vertebral de L1 (grupo G1) resulta em instabilidade toracolombar.

A estabilização com o parafuso poliaxial associada ou não ao *cross-link* apresenta comportamento biomecânico similar ao parafuso+PMMA (G4) em inclinação lateral e flexão-extensão.

Poliaxial+*cross-link* (G3) e G4 são adequados para estabilizar a coluna toracolombar, com carga de 1Nm em todos os eixos.

O acréscimo do *cross-link* não aumenta a rigidez no eixo de flexão-extensão e inclinação lateral em estabilizações toracolombares curtas, porém em torção é superior ao grupo parafuso poliaxial (G2) com carga de 1Nm quando comparado à coluna instável.

O grupo com *cross-link* (G3) não é mais rígido em torção quando comparado ao grupo sem *cross-link* (G2) com carga de 2Nm.

A estabilização curta por meio do uso de PMMA/parafusos restaura a rigidez em todos os eixos de movimento, inclusive, é a única que restabelece a níveis pré-corpectomia o eixo de torção.

REFERÊNCIAS

- AHSAN, M. K. et al. Short-segment versus Long-segment Stabilization for Unstable Thoracolumbar Junction Burst Fractures. **Mymensingh medical journal : MMJ**, v. 26, n. 4, p. 762–774, out. 2017. Disponível em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/29208863>>.
- ARMSTRONG, G. W. D.; CONNOCK, S. H. G. A Transverse Loading System Applied to a Modified Harrington Instrumentation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 108, p. 70–75, maio 1975. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00003086-197505000-00011>>.
- ASHER, M. et al. A Modular Spinal Rod Linkage System to Provide Rotational Stability. **Spine**, v. 13, n. 3, p. 272–277, mar. 1988. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00007632-198803000-00009>>.
- BALI, M. S. et al. Comparative study of vertebral fractures and luxations in dogs and cats. **Vet Comp Orthop Traumatol**, v. 22, p. 47–53, 2009. Disponível em: <<https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/pdf/10.3415/VCOT-08-02-0018.pdf>>. Acesso em: 24 abr. 2018.
- BEER, P. et al. Biomechanical comparison of ex vivo lumbar vertebral fracture luxations stabilized with tension band or polymethylmethacrylate in cats. **Veterinary Surgery**, v. 49, n. 8, p. 1517–1526, 30 dez. 2020. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/vsu.13516>>.
- BERGKNUT, N. et al. The Dog as an Animal Model for Intervertebral Disc Degeneration? **Spine**, v. 37, n. 5, p. 351–358, mar. 2012. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00007632-201203010-00002>>.
- BERGKNUT, N. et al. Comparisons between biped (human) and quadruped (canine/feline) intervertebral disk disease. In: FINGEROTH, J. M.; THOMAS, W. B. (Ed.). **Advances in Intervertebral Disc Disease in Dogs and Cats**. Iowa: American College of Veterinary Surgeons Foundation and Wiley-Blackwell., 2015. p. 14–22.
- BLASS, C. E.; SEIM III, H. B. Spinal Fixation in Dogs Using Steinmann Pins and Methylmethacrylate. **Veterinary Surgery**, v. 13, n. 4, p. 203–210, out. 1984. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.1984.tb00790.x>>.
- BOUCHER, H. H. A method of spinal fusion. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 41- B, p. 248–259, 1959. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13641310%5Cnhttp://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/41-B/2/248.short%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13641310%5Cnhttp://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/41-B/2/248.short>>.
- BRITO, L. M. O. et al. Avaliação epidemiológica dos pacientes vítimas de traumatismo raquimedular. **Rev Col Bras Cir**, v. 38, n. 5, p. 304–9, 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rcbc/v38n5/a04v38n5.pdf>>.
- BRUECKER, K. A. Principles of vertebral fracture management. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 11, n. 4, p. 259–272, nov. 1996. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1096286796800193>>.
- BUSSCHER, I. et al. In Vitro Biomechanical Characteristics of the Spine. **Spine**, v. 35, n. 2, p. E35–E42, jan. 2010. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00007632-201001150-00022>>.
- CABASSU, J. P. Fractures of the spine. In: JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R. (Ed.). **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, 2005. p. 130–149.
- CAHUEQUE, M. et al. Management of burst fractures in the thoracolumbar spine.

Journal of Orthopaedics, v. 13, n. 4, p. 278–281, dez. 2016. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0972978X16300678>>.

COTREL, Y.; DUBOUSSET, J.; GUILLAUMAT, M. **New universal instrumentation in spinal surgery***Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1988. . Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3338200>%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=3338200>.

DIAMANTE, G. A. C. **Avaliação ex-vivo do conceito dos três compartimentos em fraturas toracolombares em cães**. 2016. Universidade Estadual de Londrina, 2016.

DIAMANTE, G. A. C. et al. Ex-vivo evaluation of the three-column concept in canine thoracolumbar fractures. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 72, n. 4, p. 1221–1230, ago. 2020. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-09352020000401221&tlng=en>.

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, n. 4, p. 915–940, 1 jul. 2013. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0195561613000545>>. Acesso em: 2 ago. 2018.

DUFOUR, M. **Anatomia do Aparelho Locomotor - Vol. 3 Cabeça e Tronco**. Rio de Janeiro - RJ: Guanabara Koogan, 2004.

EVANS, H. E.; DE LAHUNTA, A. **Guide to the dissection of the dog**. 7º Ed ed. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier, 2010.

F. MCLAIN, R.; YERBY, S. A.; MOSELEY, T. A. Comparative Morphometry of L4 Vertebrae. **Spine**, v. 27, n. 8, p. E200–E206, abr. 2002. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00007632-200204150-00005>>.

FAKURNEJAD, S. et al. Biomechanics of thoracolumbar burst fractures: Methods of induction and treatments. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 21, n. 12, p. 2059–2064, dez. 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jocn.2014.05.002>>.

FENN, J.; OLBY, N. J. Classification of Intervertebral Disc Disease. **Frontiers in Veterinary Science**, v. 7, n. October, p. 1–17, 2020.

GÓES, L. A. de A.; SHIMANO, A. C.; DEFINO, H. L. A. Estudo biomecânico da participação do estabilizador transversal na estabilidade mecânica das fixações vertebrais com o fixador interno Biomechanical study of the role of crosslinking in the mechanical stability of the spinal instrumentation with the inter. **Coluna/Columna**, v. 3, n. 3, p. 122–127, 2004.

GRAUER, J. N.; PANJABI, M. M. Biomecânica clínica relevante da coluna. In: VACCARO, A. R.; BETZ, R. R.; ZEIDMAN, S. M. (Ed.). **Cirurgia da coluna princípios e prática**. Rio de Janeiro - RJ: Di Livros, 2007. p. 35–41.

HAERDI, C. et al. Mechanical comparison of 3 different clamp and 2 different rod types of a new veterinary internal fixation system, 4.5/5.5-mm VetFix. **Veterinary Surgery**, v. 32, n. 5, p. 431–438, set. 2003. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1053/jvet.2003.50049>>.

HÄRTL, R.; PARAJÓN, A. Posterior Thoracic and Lumbar Instrumentation with Historical Overview. In: **Youmans and Winn Neurological Surgery**. 7th. ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. p. 2687–2697.

HETTLICH, B. Vertebral fracture and luxation repair. In: SHORES, A.; BRISSON, B. A. (Ed.). **Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery**. 1st. ed. Hoboken: Wiley Blackwell, 2017. p. 209–222.

HOERLEIN, B. F. Comparative disk disease: man and dog. **Journal-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. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1808-18512011000400004&lng=pt&tlng=pt>.
- INNES, J. F.; MELROSE, J. Embryology, Innervation, Morphology, Structure, and Function of the Canine Intervertebral Disc. In: FINGEROTH, J. M.; THOMAS, W. B. (Ed.). **Advances in Intervertebral Disc Disease in Dogs and Cats**. 1º ed ed. Ames: Wiley Blackwell, 2015. p. 20–25.
- IZZO, R. et al. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. **European Journal of Radiology**, v. 82, n. 1, p. 118–126, jan. 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.07.024>>.
- 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, set. 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cvsm.2010.05.004>>.
- KOCH, D. Screws and Plates. In: JOHNSON, A. L.; HOULTON, J, E.; VANNINI, R. (Ed.). **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, 2005. p. 27–52.
- KRAG, M. H. et al. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. Design and testing. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 203, p. 75–98, 1986. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3956000>>.
- KRANENBURG, H. C.; HAZEWINDEL, H. A. W.; MEIJ, B. P. Spinal hyperostosis in humans and companion animals. **Veterinary Quarterly**, v. 33, n. 1, p. 30–42, mar. 2013. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/01652176.2013.770181>>.
- KUKLO, T. R. et al. Biomechanical contribution of transverse connectors to segmental stability following long segment instrumentation with thoracic pedicle screws. **Spine**, v. 33, n. 15, p. 482–487, 2008.
- KULKARNI, A. G.; DHRUV, A. N.; BASSI, A. J. Should we cross the cross-links? **Spine**, v. 38, n. 18, 2013.
- LECOUTEUR, R. A. It's Time. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 5, p. 390–395, jul. 2007. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.2007.00284.x>>.
- LEHMAN, R. A. et al. Biomechanical stability of transverse connectors in the setting of a thoracic pedicle subtraction osteotomy. **Spine Journal**, v. 15, n. 7, p. 1629–1635, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2015.03.010>>.
- LEONARDO OLIVEIRA DE CASTRO PRADO. **Comparação biomecânica ex vivo da estabilização bilateral da coluna vertebral cervical caudal de cães conferida por meio de parafusos poliaxiais monocorticais e barras conectoras associados ou não a barra transversal**. 2019. University of São Paulo, 2019.
- LEWCHALERMWONG, P. Canine Vertebral Screw and Rod Fixation System : Design and Mechanical Testing. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T**, p. 95–101, 2018.
- LI, C. et al. Treatment of unstable thoracolumbar fractures through short segment pedicle screw fixation techniques using pedicle fixation at the level of the fracture: A finite element analysis. **PLoS ONE**, v. 9, n. 6, p. 1–9, 2014.
- MCANULTY, J. F.; LENEHAN, T. M.; MALETZ, L. M. Modified Segmental Spinal Instrumentation in Repair of Spinal Fractures and Luxations in Dogs. **Veterinary Surgery**, v. 15, n. 2, p. 143–149, mar. 1986. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.1986.tb00192.x>>.

- MEIJ, B. P. et al. Biomechanical Flexion-Extension Forces in Normal Canine Lumbosacral Cadaver Specimens Before and After Dorsal Laminectomy-Discectomy and Pedicle Screw-Rod Fixation. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 8, p. 742–751, 6 dez. 2007. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.2007.00331.x>>.
- MENDES, D. S.; ARIAS, M. V. B. Traumatismo da medula espinhal em cães e gatos: Estudo prospectivo de 57 casos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 32, n. 12, p. 1304–1312, 2012.
- MIELE, V. J. et al. Concepts and mechanisms of spinal biomechanics. In: H. RICHARD WINN (Ed.). **Youmans and Winn Neurological Surgery**. 6^o ed. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders, 2011. p. 2700–2710.
- MOUSSAZADEH, N.; FU, K.-M. G. Spinal Anatomy. In: WINN, H. R. (Ed.). **Youmans neurological surgery**. 7th. ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. p. 4944.
- MUIR, P.; JOHNSON, K. A.; MARKEL, M. D. Area Moment of Inertia for Comparison of Implant Cross-Sectional Geometry and Bending Stiffness. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 08, n. 03, p. 146–152, 10 fev. 1995. Disponível em: <<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0038-1632446>>.
- NESS, M. G. The effect of bending and twisting on the stiffness and strength of the 3.5 SOP implant. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, n. 02, p. 132–136, 17 dez. 2009. Disponível em: <<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.3415/VCOT-08-03-0030>>.
- 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, dez. 1992. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00002517-199212000-00002>>.
- PANJABI, M. M. et al. Validity of the Three-Column Theory of Thoracolumbar Fractures. **Spine**, v. 20, n. 10, p. 1122–1127, 15 maio 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7638654>>.
- PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 371–379, ago. 2003. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641103000440>>.
- R.F., M.; S.A., Y.; T.A., M. Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine. **Spine**, v. 27, n. 8, p. E200-206, 2002. Disponível em: <<http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L35649758%5Cnhttp://findit.library.jhu.edu/resolve?sid=EMBASE&issn=15281159&id=doi:&atitle=Comparative+morphometry+of+L4+vertebrae:+comparison+of+large+animal+models+for+the+human+lu>>.
- RANADE, A. et al. Feasibility and Accuracy of Pedicle Screws in Children Younger Than Eight Years of Age. **Spine**, v. 34, n. 26, p. 2907–2911, dez. 2009. Disponível em: <<http://journals.lww.com/00007632-200912150-00013>>.
- SHARP, N.; WHEELER, S. **Small Animal Spinal Disorders Diagnosis and Surgery**. 2nd. ed. [s.l.] Elsevier, 2005.
- SHENG, S.-R. et al. Anatomy of large animal spines and its comparison to the human spine: a systematic review. **European Spine Journal**, v. 19, n. 1, p. 46–56, 30 jan. 2010. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00586-009-1192-5>>.
- 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.
- SMOLDERS, L. A. et al. Pedicle Screw-Rod Fixation of the Canine Lumbosacral Junction. **Veterinary Surgery**, v. 41, n. 6, p. 720–732, ago. 2012. Disponível em:

<<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.2012.00989.x>>.

TELLEGEN, A. R. et al. Pedicle screw-rod fixation: a feasible treatment for dogs with severe degenerative lumbosacral stenosis. **BMC Veterinary Research**, v. 11, n. 1, p. 299, 7 dez. 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/s12917-015-0614-3>>.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. Sistema esquelético: Esqueleto axial. In: **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 12^o ed. Rio de Janeiro - RJ: Guanabara Koogan, 2010. p. 195–230.

TREATMENT, A. *be 'l*. v. 44, n. 4, 1962.

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%5Cpapers2://publication/doi/10.2460/javma.2004.225.78>>.

WAHBA, G. M. et al. Biomechanical Evaluation of Short-Segment Posterior Instrumentation With and Without Crosslinks in a Human Cadaveric Unstable Thoracolumbar Burst Fracture Model. **Spine**, v. 35, n. 3, p. 278–285, 1 fev. 2010. Disponível em:

<<https://asmedigitalcollection.asme.org/BIOMED/proceedings/BIOMED2009/43482/9/334793>>.

WALKER, T. M.; PIERCE, W. A.; WELCH, R. D. External fixation of the lumbar spine in a canine model. **Veterinary Surgery**, v. 31, n. 2, p. ajvet0310181, abr. 2002. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1053/jvet.2002.31045>>.

WANG, X. Y. et al. Biomechanical effect of the extent of vertebral body fracture on the thoracolumbar spine with pedicle screw fixation: An in vitro study. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 15, n. 3, p. 286–290, 2008.

WATINE, S. et al. Computed tomography study of implantation corridors in canine vertebrae. **Journal of Small Animal Practice**, v. 47, n. 11, p. 651–657, 2006.

WEH, J. M.; KRAUS, K. H. Spinal fractures and luxations. In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. (Ed.). **Veterinary surgery small animal**. 2^o ed. [s.l.] Elsevier, 2018. p. 2332.

WHEELER, J. L. et al. Closed Fluoroscopic-Assisted Spinal Arch External Skeletal Fixation for the Stabilization of Vertebral Column Injuries in Five Dogs. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 5, p. 442–448, jul. 2007. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-950X.2007.00290.x>>.

WONG, C. C. et al. Spinal Biomechanics and Basics of Spinal Instrumentation. In: H. RICHARD WINN (Ed.). **Youmans & Winn Neurological Surgery**. 7^o edition ed. Philadelphia, PA: Elsevier, 2017. p. 3942–3948.

WU, C.-C. et al. Surgical removal of extravasated epidural and neuroforaminal polymethylmethacrylate after percutaneous vertebroplasty in the thoracic spine. **European Spine Journal**, v. 16, n. S3, p. 326–331, 20 dez. 2007. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00586-006-0237-2>>.

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, jan. 2018. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/vsu.12742>>.

ANEXO A – Máquina para ensaios biomecânicos de torção e de flexão

1. Descrição da Máquina de Ensaio

Foi desenvolvida junto ao Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FM - USP), uma máquina de ensaios que aplica cargas de torção e flexão de maneira integrada. A máquina possui capacidade de registrar gráfico, por meio de sensores previamente calibrados, que correlacionam o torque em função do deslocamento angular para cada eixo de movimento, permitindo análise da amplitude de movimento (AM) da coluna vertebral (unidade de teste), bem como os conceitos de zona neutra e zona elástica preconizados por Panjabi (1992 e 2003).

O equipamento é composto por uma caixa de sustentação em madeira contendo componentes mecânicos e eletrônicos (dois conjuntos motrizes) conectados cada um a um torquímetro, com função de executar ensaios **não destrutivos** com momentos de até 9 Nm. O dispositivo apresenta dois eixos principais de movimento, cada qual com um motor de igual potência: o primeiro se refere ao eixo de torção (eixo axial) da unidade de teste (UT), e o segundo se refere aos movimentos de flexão/extensão ou inclinação lateral dependendo da posição em que se coloca a UT (Figura 1)

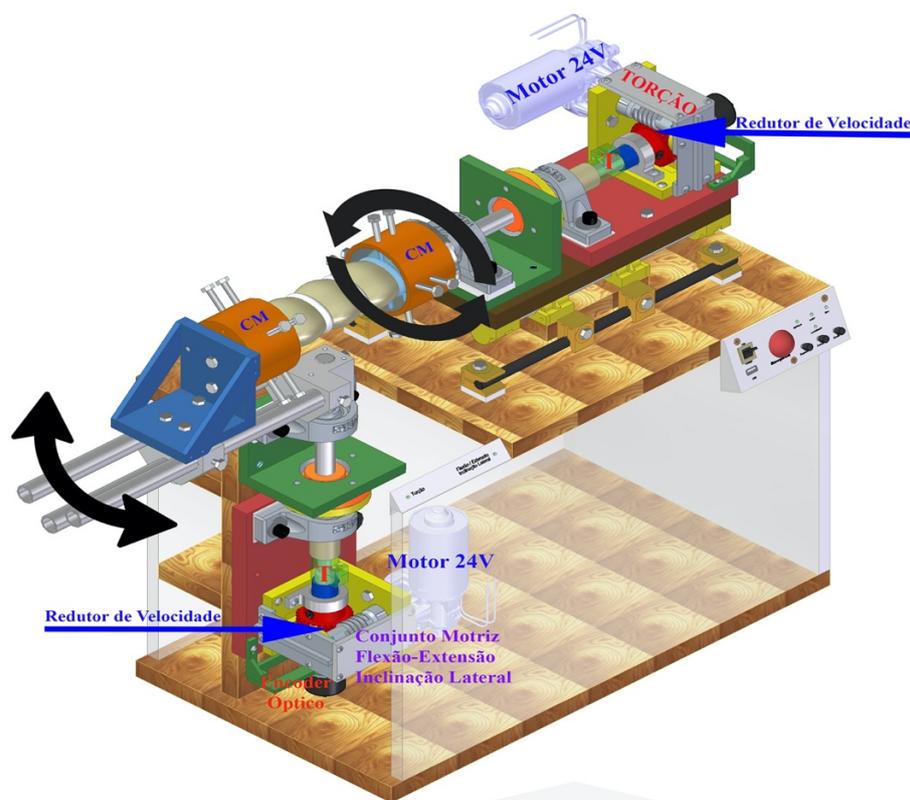


Figura 1: Modelo em 3D da máquina de ensaio exemplificando os eixos de movimento que cada motor atua de forma individual. O motor na porção inferior atua no eixo de F-E e IL dependendo da posição em que é colocada a UT e o motor da parte superior atua no eixo de torção. T: torquímetro; CM: Copo metálico Fonte: Autorizado por Pereira, 2020.

A unidade de teste, na Figura 2, composta por um segmento toracolombar (T11-L3), foi fixada em uma base de polimetilmetacrilato em cada extremidade, para posteriormente ser fixada ao

dispositivo de ensaio por meio de dois copos metálicos tubulares, cada um com oito orifícios para inserção de parafusos radiais, que resultam na fixação adequada das bases acrílicas. Para garantir esse alinhamento, o copo metálico tubular permite ser rotacionado em incrementos de 90° , assim tornando possível transformar um ensaio de inclinação lateral em um ensaio de flexão-extensão, sem a necessidade de tirar a UT dos copos, pois o motor produz o mesmo movimento, sendo o que muda é apenas a posição da amostra (Figura 2).

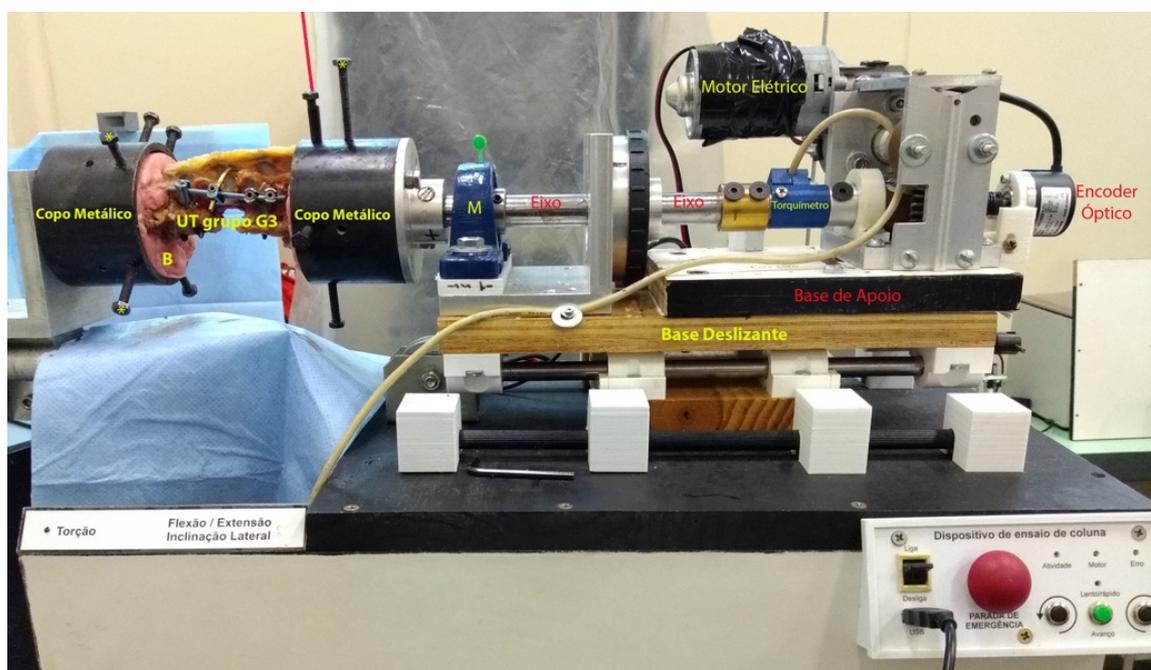


Figura 2: Imagem do dispositivo de ensaio desenvolvido junto ao IOT. *parafusos radiais, M: Mancal. A unidade de teste, configurada no grupo G3 está posicionada para ensaio de torção e inclinação lateral.

O conjunto motriz é composto pela base de apoio; motor de corrente contínua (conectado em um redutor de velocidade para que o torque máximo não exceda a 10Nm e a velocidade varie entre $0,5^\circ/s$ e $8^\circ/s$); *encoder* óptico digital (modelo E40S marca Autonics® com resolução de $0,05^\circ$); transdutor de torque ou torquímetro; mancal com rolamento e um eixo de transmissão acoplado a uma flange.

Os transdutores de torque foram dimensionados e confeccionados em alumínio para suportar torque de até 9Nm. Quatro extensômetros elétricos “*strain gages*” de 350 ohms foram colados em cada transdutor para formar uma ponte completa de “Wheatstone”. A sensibilidade adotada para o transdutor foi de 2 mV/V, o que significa que, quando a ponte é alimentada por uma tensão de 5V, a tensão de saída é de 10mV quando o torque máximo é atingido.

O painel do equipamento permite ligar e desligar, conectar-se ao computador via USB, desligar o motor em caso de emergência, monitorar as atividades de comunicação e erros do motor, além de acionar o motor para o lado esquerdo ou direito, em duas velocidades: lenta e rápida (Figura 3).



Figura 3: Painel de Controle do equipamento. # botão de liga e desliga; Seta vermelha: saída USB para conexão com o computador; *Botão alternador de velocidade lento e rápido; AH: botão que gira no sentido anti-horário; H: botão que gira no sentido horário. Botão vermelho: Desliga o ensaio de forma emergencial.

A parte eletrônica da máquina foi projetada para desempenhar as seguintes funções: controlar o acionamento dos motores, ler os *encoders* digitais (leitor de pulsos em quadratura), ler os transdutores de torque e estabelecer comunicação via USB com o computador. O controle lógico é realizado por três placas de desenvolvimento da linha Micro - Arduino®, essas placas contêm microcontroladores programáveis na linguagem de programação C com capacidade de ler sensores, acionar motores e comunicar-se via USB.

Após realizar os ensaios, o resultado é então transferido para um programa de análise (Desenvolvimento em Free Pascal/Windows 64 bits), que é executado no computador. O programa analisa os dados registrados em forma de planilha, na sequência, transforma-os em gráfico, que demonstram o padrão de movimento no eixo da unidade de teste (Figura 4).

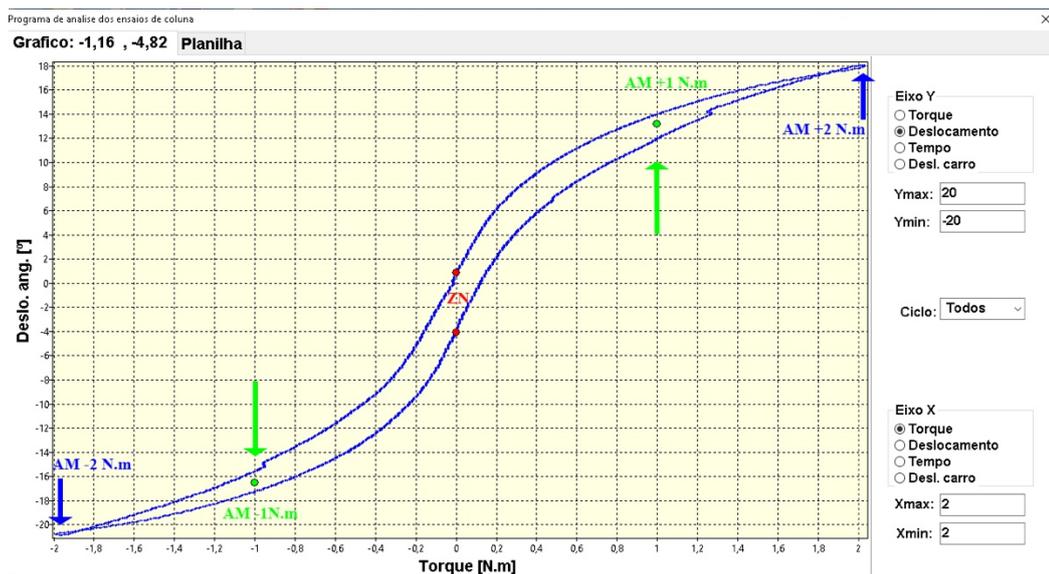


Figura 4: Gráfico formado pelos dados da planilha, obtidos pelo torque aplicado e o deslocamento gerado pela unidade de teste número 13 no grupo G2 em Inclinação lateral. A linha azul demonstra toda a amplitude de movimento, as setas verdes mostram o deslocamento com 1N.m de torque e as esferas vermelhas representam a área composta pela zona neutra.

Essa análise é produzida em decorrência de um teste de inflexão, que analisa os dados registrados no período dos ensaios por meio do método de regressão polinomial, que gera valores dos parâmetros propostos. É possível sobrepor até cinco gráficos de análises, um referente a cada grupo testado na mesma amostra, para que alternativamente se possa analisar o comportamento dos grupos, mediante as cargas aplicadas e também identificar a ocorrência de algum erro (Figura 5).

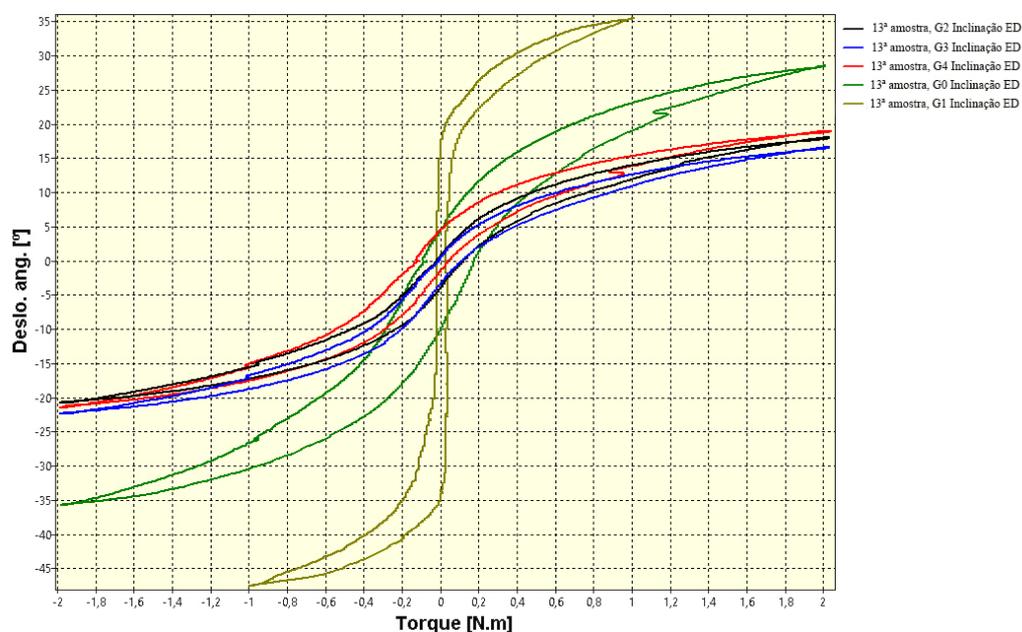


Figura 5: Gráfico de deslocamento angular VS torque aplicado no eixo de inclinação lateral esquerda e direita, formado pela sobreposição das linhas dos 5 grupos. G1 até 1N.m; demais grupos até 2N.m

2. Calibração do transdutor de torque

Cada transdutor de torque foi calibrado utilizando um transdutor de referência previamente calibrado, por uma empresa credenciada na Rede Brasileira de Calibração (RBC) do INMETRO. O transdutor de referência foi o modelo DV-14 da empresa Lorenz Messtechnik com capacidade de $\pm 12\text{Nm}$, dotado de saída analógica de $\pm 10\text{V}$ e com precisão de $\pm 0,0012\text{ Nm}$.

O dispositivo de calibração foi montado de maneira que os transdutores de torque ficassem alinhados entre si, acoplados ao eixo de transmissão do conjunto motriz e ao eixo da polia. Com o acionamento do motor, todo o conjunto (eixos, transdutores e polia) era submetido a um torque crescente até atingir o torque de 10Nm , medido pelo torquímetro de referência.

O procedimento de calibração consistiu em adquirir simultaneamente os valores de tensão na saída da ponte de "Wheatstone" do transdutor da máquina e os valores de momento de torção do torquímetro de referência em uma faixa de 0 a 10Nm . Primeiro foram adquiridas as informações com o eixo de transmissão girando no sentido horário e depois no sentido anti-horário.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

PANJABI, 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.