ADRIANA VALENTE DE FIGUEIREDO

Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada

São Paulo
2013

ADRIANA VALENTE DE FIGUEIREDO

Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada

Dissertação 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 Mestre em Ciências

Departamento:
Cirurgia

Área de concentração:
Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:
Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo
2013

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.2879
FMVZ

Figueiredo, Adriana Valente de
Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando placa bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, pino com cimento ósseo e técnica segmentar modificada / Adriana Valente de Figueiredo. -- 2013.
119 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2013.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Fraturas e luxações vertebrais. 2. Estabilização vertebral. 3. Coluna tóraco-lombar. 4. Biomecânica. I. Título.

ERRATA

VALENTE DE FIGUEIREDO, A. Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada. 2013. 119 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Página	Parágrafo	Onde se lê	Leia-se
Ficha Catalográfica	1º	Figueiredo, Adriana	Valente de Figueiredo, Adriana

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, Clamp Rod Internal Fixation, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada.", protocolado sob o nº 2258/2011, utilizando 28 (vinte e oito) cães, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Cassio Ricardo Auada Ferrigno, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 22/6/2011.

São Paulo, 25 de julho de 2013.

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, nº87
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
São Paulo/SP – Brasil
05508-270

Fone: + 55 11 3091-7671/7676/0904
Fax: +55 11 3032-2224
E-mail: fmvz@usp.br
http://www.fmvz.usp.br

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: VALENTE DE FIGUEIREDO, Adriana
Título: Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada.

Dissertação 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 Mestre em Ciências

Data: _____/_____/_____

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a).:_____

Instituição:_____ Julgamento:_____

Prof(a).Dr(a).:_____

Instituição:_____ Julgamento:_____

Prof(a).Dr(a).:_____

Instituição:_____ Julgamento:_____

Dedicatórias

DEDICATÓRIAS

“Enquanto estivermos vivos, não é possível estar livre das dificuldades, nem ser poupado dos problemas. A questão é como sobrepujá-los e resolvê-los. Há para isso somente uma resposta: confrontar e desafiar as circunstâncias que surgem em nossa vida. Ao enfrentá-las, será realmente possível transformá-las na fonte de nossa alegria. As dificuldades edificam o caráter. Acredito firmemente que ninguém nunca poderá se tornar uma pessoa de extraordinário caráter somente conduzindo uma vida simples e pacífica, evitando as dificuldades. A vida envolve a escalada de uma montanha, a próxima e uma após a outra em sucessão. A pessoa que mantém a caminhada, um passo de cada vez, e finalmente conquista a mais alta das montanhas, irá possuir um verdadeiro senso de vitória na vida. Mas alguém que evita os desafios e decide pela rota mais fácil irá gradualmente descer até o vale e não conseguirá sentir tal senso de satisfação.”

Daisaku Ikeda

Ao Professor
Cássio Ricardo Auada Ferrigno

pelo conhecimento e ensino
eternamente grata.

“Nenhum de nós pode existir em isolamento. Nossas vidas e existência são suportadas por outras em visíveis e invisíveis situações, seja por pais, tutores ou pela sociedade em geral. Estar ciente dessas conexões, sentir apreço por elas e se esforçar para dar algo de volta à sociedade num espírito de gratidão é a maneira correta para os seres humanos a viver.”

Daisaku Ikeda

Ao tecnólogo em saúde
e especialista em biomecânica
do aparelho locomotor do Hospital das Clínicas
da Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo,
Sr. César Augusto Martins Pereira

por sua grande disponibilidade,
ajuda e palavras de incentivo.

“Com amor e paciência, nada é impossível”.

Daisaku Ikeda

A minha família
Sergio Augusto de Figueiredo,
Silvia Maria Valente de Figueiredo e
Mariana Valente de Figueiredo

pelo exemplo, amor e apoio incondicional.

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

Ao **Professor Dr. Stefano Carlo Filippo Hagen** responsável pelo Serviço de Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, por permitir a realização das imagens radiográficas.

Aos Técnicos em Radiologia **Hugo Idalgo**, **Reginaldo Barboza da Silva** e **Benjamin Ribeiro De Souza,** pela enorme ajuda na tarefa de radiografar todas as peças anatômicas, com simpatia e carinho.

Aos enfermeiros do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP **Cledson Lelis dos Santos**, pela grande ajuda na obtenção das peças anatômicas, **Jesus dos Anjos Vieira** e **Otávio Rodrigues dos Santos** pela dedicação, empenho e amizade.

Ao Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, em especial à **Senhora Elza Maria Rosa B. Faquim** pela excelência dos serviços prestados.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio financeiro para execução do experimento.

Ao **Matheus Palucci de Campos** pela sua ajuda sempre incondicional, carinho e paciência.

As minhas amigas **Priscilla Azambuja**, **Nicole Bernart Casara**, **Sandra Braga**, **Luisa Vilhena** e **Iara Tiburcio** pelos incentivos e apoio.

A **Daniela Fabiana Izquierdo Caquías** pelos dias de ajuda e na execução dos ensaios biomecânicos e pela amizade e apoio, cada resultado apresentado nesta pesquisa teve a sua participação.

Aos meus colegas do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia, que compartilharam alegrias e tristezas e que estarão eternamente em meu coração:

Kelly Cristiane Ito, **Olicies da Cunha**, **Marcos Ishimoto Della Nina**, **Márcio Poletto Ferreira**, **Jaqueline França Dos Santos**, **Gustavo Padova Santoro**, **Vanessa Couto de Magalhães Ferraz**, **Renato Albuquerque de Oliveira Cavalcanti**, **Ísis dos Santos Dal-Bó** e **Alexandre Navarro Alves de Souza.**

Por último, aos pacientes que colaboraram no meu experimento e ajudaram na descoberta de novo conhecimento.

RESUMO

VALENTE DE FIGUEIREDO, A. **Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada.** [*Ex vivo* biomechanical evaluation of the canine thoracolumbar spines with techniques of stabilization using Locking Plate, Clamp Rod Internal Fixation, Pins with Bone Cement and Modified Segmental Instrumentation]. 2013. 119 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Fraturas e luxações vertebrais decorrente de trauma consistem afecção neurológica frequente na prática clínica veterinária, sendo a coluna tóraco-lombar a mais comumente afetada em cães, e em muitos casos o tratamento cirúrgico é de eleição. Existem diversas técnicas propostas a realizar estabilização vertebral, entretanto, estudos em coluna tóraco-lombar não foram realizados para avaliar as propriedades biomecânicas de cada técnica. Baseado nisso, nossa pesquisa teve como objetivo fazer uma avaliação biomecânica comparando a força e rigidez promovidas por cinco diferentes técnicas de estabilização em coluna toracolombar (Pinos com Cimento Ósseo, Técnica Segmentar Modificada, Placa Bloqueada e *Clamp Rod Internal Fixation* utilizando parafusos monocorticais e bicorticais) frente às forças de compressão e flexão. Foram utilizadas 34 colunas tóraco-lombares de cães, divididas em cinco grupos. Para realização dos testes biomecânicos, foi utilizada a máquina de ensaios Kratos (modelo KE3000MP) e célula de carga de 100 kg. Para cada corpo de prova, três testes biomecânicos foram realizados, o controle, no segmento íntegro, após desarticulação de T13/L1 e após realização de uma das técnicas de estabilização propostas. Os dados foram exportados para análise estatística para o programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 18.0. Os resultados permitiram concluir que, apesar de não haver diferença estatística significativa, a Placa Bloqueada foi a técnica que promoveu maior rigidez e estabilidade nas vértebras lesionadas, seguida do CRIF bicortical, técnica Segmentar Modificada e Pinos e Cimento Ósseo. Estatisticamente, a Placa Bloqueada e o CRIF com parafusos bicorticais apresentaram maior rigidez e estabilidade em T13/L1 quando comparados com a técnica CRIF monocortical, que

por sua vez, não alcançou rigidez necessária para adequada estabilização das vértebras.

Palavras-chave: Fraturas e luxações vertebrais. Estabilização vertebral. Coluna tóraco-lombar. Biomecânica.

ABSTRACT

VALENTE DE FIGUEIREDO, A. ***Ex vivo* biomechanical evaluation of the canine thoracolumbar spines with techniques of stabilization using Locking Plate, Clamp Rod Internal Fixation, Pins with Bone Cement and Modified Segmental Instrumentation.** [Estudo biomecânico *ex vivo* em coluna tóraco-lombar de cães com técnicas de estabilização utilizando Placa Bloqueada, *Clamp Rod Internal Fixation*, Pino com Cimento Ósseo e Técnica Segmentar Modificada]. 2013. 119 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Spinal fractures and luxations resulting from trauma consist frequent disorder in clinical veterinary practice, being thoracolumbar spine the region that is the most commonly affected in canines, thus in many cases surgical treatment is necessary. There are several proposed techniques of implants to perform spinal stabilization; however, few studies of the thoracolumbar spine were carried out to evaluate the biomechanical properties of each technic. Therefore, the objective of the present study is to analyze biomechanical effects comparing the strength and the stiffness promoted by five different technics of stabilization in the thoracolumbar spine (pin with bone cement, modified segmental stabilization, locking plate and clamp rod internal fixation) under compression and bending forces. In the study, thirty four thoracolumbar dog spines were used, dividing the specimens in five groups. In order to perform the biomechanical tests, it was used a Kratos testing machine (model KE3000MP) and loading cell of 100 Kg. Each body of proof was submitted to three biomechanical tests, the control, in the segment intact, after disarticulation of the T13/L1 and after the realization of one of the proposed technics. Data were exported to statistical analyses to the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 18.0. The results led to the conclusion that despite there was no statistically significant difference between the techniques, the Locking Plate was the technique that promoted greater rigidity and stability in the injured vertebrae, followed by the Clamp Rod Internal Fixation bicortical, Modified Segmental Instrumentation and Pins with Bone Cement. Statistically, the locking plate and the Clamp Rod Internal Fixation with bicortical pins showed more stiffness and stability in T13/L1 when compared to the Clamp Rod Internal Fixation monocortical, which did not achieved the adequate rigidity for the stabilization of the vertebrae.

Key words: Vertebral fractures and luxations. Vertebral fixation. Thoracolumbar spine. Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força atuantes no momento da fratura da coluna – São Paulo – 2013.....32

Figura 2 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força atuantes no momento em que a coluna sofre uma fratura em cunha por compressão – São Paulo – 2013 33

Figura 3 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força no momento da luxação e fratura/luxação da coluna – São Paulo – 2013.....34

Figura 4 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação e inclusão do corpo de prova no estudo – São Paulo – 2013 .50

Figura 5 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação e inclusão do corpo de prova no estudo – São Paulo – 2013.....51

Figura 6 - Montagem do dispositivo na máquina de ensaio – São Paulo – 2013.....53

Figura 7 - Componentes do Dispositivo para emblocamento das colunas nos copos – São Paulo – 2013.....54

Figura 8 - Fixação do corpo de prova nos copos para colocação da resina acrílica – São Paulo – 2013.....55

Figura 9 - Dispositivo e corpo de prova prontos para iniciar o ensaio biomecânico – São Paulo – 2013.....57

Figura 10 - Imagem da tela do programa Kratos® – São Paulo – 2013.....59

Figura 11 - Mouse utilizado para dar início aos ensaios biomecânicos adaptado com LED. O fio permitia o posicionamento do LED no gabarito – São Paulo – 2013.....61

Figura 12 - Imagem da tela do programa vídeo goniômetro – São Paulo – 2013....63

Figura 13 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Placa Bloqueada – São Paulo – 2013.....65

Figura 14 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013 66

Figura 15 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com CRIF – São Paulo – 2013 68

Figura 16 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013.....69

Figura 17 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013.....71

Figura 18 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013 73

Figura 19 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós cirúrgica da técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013.....74

Figura 20 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós cirúrgica da técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013.....75

Figura 21 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013 77

Figura 22 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de

São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Estabilização Segmentar Modificada – São Paulo – 2013 78

Figura 23 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Estabilização Segmentar Modificada – São Paulo – 2013 79

Figura 24 - Imagem do arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo utilizado para avaliação trans e pós-cirúrgica – São Paulo – 2013 80

Gráfico 1 - Gráfico da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Síntese – São Paulo – 2013.....100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013 84

Tabela 2 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013 85

Tabela 3 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013.....86

Tabela 4 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013.....87

Tabela 5 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013.....88

Tabela 6 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013.....89

Tabela 7 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013.....90

Tabela 8 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013.....91

Tabela 9 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Segmentar – São Paulo – 2013.....92

Tabela 10 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Segmentar – São Paulo – 2013 93

Tabela 11 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Íntegro – São Paulo – 2013.....94

Tabela 12 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação Íntegro – São Paulo – 2013 95

Tabela 13 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Instável – São Paulo – 2013 96

Tabela 14 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação Instável – São Paulo – 2013 97

Tabela 15 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Síntese – São Paulo – 2013 99

Tabela 16 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação síntese – São Paulo – 2013 101

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 24

2 REVISÃO DE LITERATURA 27

2.1 ANATOMIA 27

2.2 TRAUMA MEDULAR 29

2.3 BIOMECÂNICA E CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS E/OU LUXAÇÕES 31

2.4 TRATAMENTO 35

2.4.1 Tratamento Cirúrgico 35

2.5 PRESERVAÇÃO E ARMAZENAMENTO DAS COLUNAS 38

3 OBJETIVOS 41

4 HIPÓTESE 43

5 SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA 45

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO 47

7 MATERIAL E MÉTODO 49

7.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO 49

7.2 PEÇAS ANATÔMICAS 49

7.3 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA PRÉ-OPERATÓRIA 50

7.4 PREPARO DO DISPOSITIVO 52

7.5 PREPARAÇÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS 53

7.6 ENSAIOS BIOMECÂNICOS 58

7.6.1 Filmagem 59

7.6.2 Parâmetros analisados 63

7.6.3 Técnica de Desestabilização 64

7.6.4 Técnica com Placa Bloqueada 64

7.6.5 Técnica com CRIF monocortical 67

7.6.6 Técnica com CRIF bicortical.....70
7.6.7 Técnica com Pinos e PMMA 72
7.6.8 Técnica Segmentar Modificada.....76
7.7 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA PÓS-OPERATÓRIA.....80
7.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA 81
8 RESULTADOS.....83
9 DISCUSSÃO 103
9.1 DA METODOLOGIA.....104
9.2 DOS RESULTADOS 107
9.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS 111
10 CONCLUSÕES 113
REFERÊNCIAS.....115

Introdução

1 INTRODUÇÃO

Trauma medular é afecção neurológica frequente na prática clínica e deve ser considerada emergencial, visto que a intervenção rápida e adequada pode limitar a extensão dos danos ao tecido neuronal, favorecendo assim melhor recuperação neurológica do paciente (FEHLINGS; PERRIN, 2006; OLBY, 2010). Dentre causas exógenas o atropelamento é citado, na literatura internacional, como responsável por 40 a 60% dos casos de fraturas e luxações vertebrais (BLASS; SEIM, 1984; MCKEE, 1990; SELCER; BUBB; WALKER, 1991; BAGLEY, 2000; BRUCE; BRISSON; GYSELINCK, 2008; BALI, 2009; JEFFERY, 2010). Fraturas ou luxações entre T11 e L6 ocorrem em 50 a 60 % dos pacientes traumatizados (SELCER; BUBB; WALKER, 1991). Simples redução da fratura ou luxação alivia compressão medular em quase todos os casos, há raras exceções em que fragmentos da fratura permanecem dentro do canal vertebral (JEFFERY, 2010).

Existem diverssas técnicas cirúrgicas para estabilização vertebral, essa variedade é reflexo da diversidade dos formatos vértebrais, natureza do local e das estruturas anatômicas envolvidas, de modo que uma técnica não pode ser universalmente aplicada a todos os casos. Qualquer técnica eficaz deve permitir a estabilização, neutralizando forças que atuam sobre a fratura ou luxação (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986; JEFFERY, 2010).

Os métodos mais utilizados na região toracolombar são placa; pinos e polimetilmetacrilato (PMMA) e estabilização segmentar modificada (SWAIM, 1971; BLASS; SEIM, 1984; MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986). A resposta para aperfeiçoamento das técnicas e melhores resultados invariavelmente emergem de melhor compreensão da avaliação biomecânica da coluna e das diferentes técnicas de fixação, assim como da fisiopatologia do trauma da medula espinhal (WONG; EMMS, 1992).

Desta forma objetiva-se avaliar por ensaios biomecânicos *ex vivo*, a força e rigidez promovidas por cinco diferentes técnicas de estabilização em coluna toracolombar (Placa Bloqueada com parafusos monocorticais, *Clamp Rod Internal Fixation* com parafusos monocorticais e bicorticais, Pinos com Cimento Ósseo e Estabilização Segmentar Modificada) frente às forças de compressão e flexão. Nossa hipótese é que as técnicas utilizando Placa Bloqueada e *Clamp Rod Internal Fixation* bicortical

promovem maior rigidez e estabilidade na coluna toracolombar quando comparada com as técnicas *Clamp Rod Internal Fixation* com parafusos monocorticais, Pinos com Cimento Ósseo e Estabilização Segmentar Modificada.

Revisão de literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão abrange descrição, com base em literatura, sobre anatomia da coluna vertebral dos cães, biomecânica, classificação das fraturas e luxações vertebrais, diagnóstico e tratamento, assim como preservação e armazenamento de colunas.

2.1 ANATOMIA

O conhecimento da anatomia funcional da coluna é importante tanto para compreensão do exame neurológico, relação entre trauma e tipo de lesão como para determinar o melhor tratamento (SHARP; WHEELER, 2005; JEFFERY, 2010).

A medula espinhal, massa cilindróide de tecido nervoso achatada no sentido ventro-dorsal, é composta pelas substâncias cinzenta e branca e envolta pelas meninges, dura-máter, aracnóide e pia-máter. Entre pia-máter e aracnóide existe o espaço subaracnóide, que é preenchido com líquido cefalorraquidiano. Um sulco dorsal e uma fissura ventral delineados pela pia-máter dividem a medula em duas metades. Raízes nervosas ventrais e dorsais saem de cada segmento da medula e se unem para formação dos nervos espinhais (SHARP; WHEELER, 2005).

Situada dentro do canal vertebral sem ocupá-lo completamente, a medula estende-se desde o limite caudal do tronco encefálico, no forame magno, até as vértebras lombares caudais, terminando em L6 na maioria dos cães e em L7 nos gatos, com algumas variações. É dividida em segmento cervical (C1-C8), torácico (T1-T13), lombar (L1-L7), sacral (S1-S3) e caudal (número variável) (GETTY,1986; SHARP; WHEELER, 2005).

A medula possui duas dilatações denominadas intumescência cervical e intumescência lombar que correspondem às áreas de conexão com raízes nervosas que formam o plexo braquial e lombossacral, respectivamente, destinados à inervação dos membros torácicos e pélvicos. A formação destas intumescências deve-se a maior quantidade de neurônios e, portanto, de fibras nervosas que entram ou saem destas áreas. A intumescência cervical estende-se do segmento C6 à T2

da medula espinhal e a intumescência lombar estende-se do segmento L4 à S3 da medula espinhal (SHARP; WHEELER, 2005).

Apesar dos nervos regionais do plexo braquial e lombossacral serem relativamente constantes em sua distribuição podem ocorrer variações em suas origens. Os plexos surgem de C6 a T1 e L5 a S3 na maioria dos animais. No entanto, segundo Evans, (1993) o plexo braquial surge de C5 a T1 em cerca de 20% dos cães e de C6 a T2, em outros 20%. Da mesma forma, o plexo lombossacral surge de L6 a S3 em 20% (FLETCHER, 1970).

Alguns segmentos da medula encontram-se nas vértebras de mesma numeração e outros não. A compreenção da relação entre as vértebras e segmento medular é de extrema importância pois a localização da lesão neurológica refere-se diretamente ao segmento da medula espinhal afetado (SHARP; WHEELER, 2005).

A coluna vertebral é composta por sete vértebras cervicais, treze torácicas, sete lombares, três sacrais e aproximadamente vinte coccígeas, cada uma possui corpo vertebral composto por osso esponjoso em seu centro e osso cortical na periferia (GETTY,1986; SHARP; WHEELER, 2005). Animais jovens apresentam placas de crescimento no corpo vertebral que se fecham em torno de onze meses de idade nos cães (HARE, 1961).

Cada vértebra apresenta um arco vertebral, constituído por segmento dorsal (lâmina) e laterais (pedículos) do canal vertebral envolvendo a medula espinhal. A maioria das vértebras possuem processos transversos projetando-se lateralmente ao corpo vertebral, processo espinhoso que projeta-se dorsalmente a partir da lâmina e processos articulares do arco vertebral. Os processos articulares possuem articulações dorsais (exceto entre C1 e C2, onde as articulações são ventrais, e entre vértebras sacrais) compostas por cartilagem, cápsula articular e líquido sinovial.O processo mamilar das vértebras torácicas são curtos e nas lombares são projeções dorsais do processo articular cranial (EVANS, 1993).Outros processos ósseos variam de acordo com o grupo de vértebras. Entre cada par de vértebras há um forame intervertebral através do qual passam os nervos espinhais e vasos sanguíneos (SHARP; WHEELER, 2005).

As extremidades dos corpos vertebrais são recobertas por cartilagem e se articulam por meio do disco intervertebral, com exceção de C1 / 2 e as vértebras sacrais fundidas, formando uma articulação levemente móvel do tipo anfiartrodial. Os discos intervertebrais são compostos por um anel fibroso e um núcleo pulposo e possuem a

função de absorver choques e dar flexibilidade à coluna vertebral, tais características podem ser prejudicadas com a idade e alterações degenerativas (GETTY,1986; SHARP; WHEELER, 2005).

Além dos discos intervertebrais, ligamentos auxiliam a conexão entre os corpos vertebrais, o ligamento longitudinal dorsal corre no assoalho do canal medular, ou seja, acima do disco, e o ligamento longitudinal ventral corre no leito dos corpos vertebrais. Complementando esses pontos de contato, a coluna vertebral também é sustentada por numerosos músculos e inserções tendíneas e outros ligamentos especializados (DYCE, 1997).

Cada característica anatômica contribui fortemente para equilíbrio entre mobilidade e inerente estabilidade da coluna vertebral, permitindo movimentos restritos entre as vértebras. Movimentos forçados podem causar rupturas ligamentares e fraturas vertebrais (JEFFERY, 2010).

2.2 TRAUMA MEDULAR

Trauma medular é afecção neurológica freqüente na prática clínica e deve ser considerada emergencial, visto que a intervenção rápida e adequada pode limitar a extensão dos danos ao tecido neuronal, favorecendo assim melhor recuperação neurológica do paciente (FEHLINGS; PERRIN, 2006; OLBY, 2010). A lesão medular aguda inicia uma sequencia de eventos vasculares, bioquímicos e inflamatórios que resultam em lesões teciduais secundárias, levando à destruição progressiva do tecido neuronal e graves consequências, frequentemente irreversíveis, às funções motoras e sensoriais do animal (OLBY, 2010).

Lesões de origem endógena decorrem de extrusão ou protrusão de disco intervertebral, fraturas patológicas, anormalidades congênitas e instabilidade. Fatores exógenos incluem traumas automobilísticos, lesões por armas de fogo, quedas e lesões provocadas por outros animais e objetos em movimento (SHORES; BRAUND; BRAWNER, 1990; SHORES, 1992; MEINTJES; HOSGOOD; DANILOFF, 1996; BAGLEY, 2000).

Dentre causas exógenas o atropelamento é citado, na literatura internacional, como responsável por 40 a 60% dos casos de fraturas e luxações vertebrais (BLASS;

SEIM, 1984; MCKEE, 1990; SELCER; BUBB; WALKER, 1991; BAGLEY, 2000; BRUCE; BRISSON; GYSELINCK, 2008; BALI et al., 2009; JEFFERY, 2010). Em estudo realizado em Santa Maria (UFSM), entre 155 cães atropelados, 43 (27,7%) casos apresentaram lesões espinhal-medular (FIGHERA et al., 2008). De acordo com o tipo de força, área atingida, massa corpórea do animal e a resistência da coluna, estes traumatismos podem resultar em fraturas, luxações ou sub-luxações das vértebras (BAGLEY, 2000). Em estudo retrospectivo realizado por Bali et al. (2009) na Suíssa a coluna tóraco-lombar foi a mais comumente afetada em cães (58%) e gatos (49%). Alta incidência de fraturas e luxações tóraco-lombares pode estar relacionado não somente por diferença nas inserções musculares e ligamentares, mas também, devido à biomecânica da região entre a coluna torácica rígida, pela musculatura e caixa torácica, e a coluna lombar móvel, resultando em concentração de tensão nesta área (HANSEN, 1952; MCKEE, 1990). Fraturas ou luxações entre T11 e L6 ocorrem em 50 a 60 % dos pacientes traumatizados e 20 % deles apresentam lesão em algum outro segmento da coluna (SELCER; BUBB; WALKER, 1991).

No paciente politraumatizado a prioridade é controlar qualquer condição que ameace a vida; o exame neurológico deve ser feito no paciente estável para que outras alterações não interfiram nos resultados (SHARP; WHEELER, 2005; BAGLEY, 2000; JEFFERY, 2010).

Após diagnóstico de trauma medular, o animal deve ser mantido imobilizado em maca para evitar deslocamento de fraturas ou luxações espinhais instáveis (SHORES; BRAUND; BRAWNER, 1990; JEFFERY, 2010). A diferença entre lesões vertebrais e de outros ossos, exceto crânio, é que além da lesão óssea e articular há também envolvimento em maior ou menor grau do sistema nervoso (BAGLEY, 2000; JEFFERY, 2010).

Quando ocorre uma fratura ou luxação vertebral, o choque inicial causa lesão do parênquima e concussão; fragmentos ósseos ou a instabilidade e desalinhamento das vértebras podem causar compressão medular; cada uma dessas lesões favorece a ocorrência e propagação de outras agravando o quadro neurológico (JEFFERY, 2010; OLBY, 2010).

2.3 BIOMECÂNICA E CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS E/OU LUXAÇÕES

Biomecânica é a ciência que estuda a estrutura e função dos sistemas vivos através de um ponto de vista mecânico, atualmente, é utilizada como ferramenta clínica essencial em ortopedia, elucidando a função normal dos tecidos e articulações (ETHIER; SIMMONS, 2007).

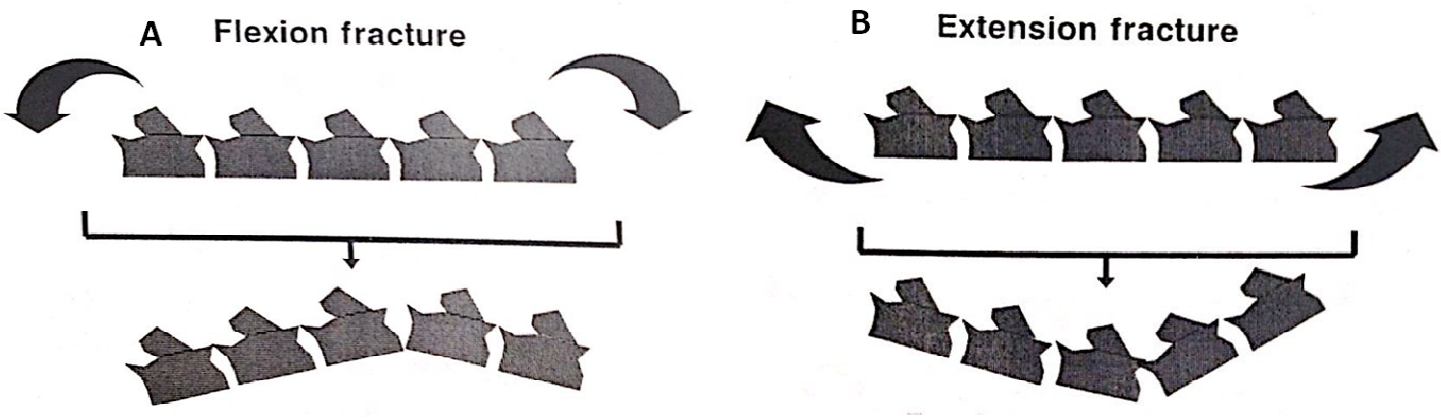
Unidade funcional da coluna (FSU) consiste de duas vértebras adjacentes, o disco intervertebral e todos os ligamentos contíguos entre elas, excluindo outros tecidos de ligação, tais como os músculos. Representa a menor unidade de movimento fisiológico da coluna vertebral, exibindo características biomecânicas similares as da coluna como um todo (WHITE; PANJABI,1990). Análises biomecânicas da coluna podem ser realizadas utilizando uma ou mais unidades funcionais (PANJABI et al., 2001).

Ligamentos, disco intervertebral e facetas articulares atuam na estabilização passiva da coluna. Em toda a região do movimento articular, na posição de repouso da FSU, o comportamento de transferência de carga é extremamente flexível e conhecido como Zona Neutra (ZN), ou seja, os mecanismos de estabilidade exercem pouca ou nenhuma influencia. Zona Elástica (EZ) é a região restante do movimento da FSU que ocorre do final da zona neutra até o ponto máximo de resistência, limitando assim a amplitude do movimento (ROM) (PANJABI, 1992). Estudos biomecânicos podem ser realizados para determinar ROM e ZN de uma unidade funcional da coluna em diferentes situações (REVÉS et al., 2010).

Na coluna, forças intrínsecas são geradas pelos músculos, principalmente paravertebrais e abdominais, durante o trabalho e repouso. Estas forças são importantes não só para o movimento, mas também atuam com um papel protetor de estabilização ativa, redução do estresse e distribuição da tensão ao longo da coluna, tornando-se de extrema relevância na manipulação de animais lesionados; ainda que não tenham sido detalhadamente caracterizadas na espécie canina, sua importância não deve ser subestimada. Forças extrínsecas são aleatórias em sua orientação e magnitude e, quando sobre-excedem a capacidade estrutural dos componentes da coluna, podem resultar em fraturas ou luxações (SMITH; WALTER, 1985).

Shores (1992) desenvolveu um sistema de classificação das fraturas e luxações vertebrais baseado nas forças atuantes responsáveis pelas mesmas, incluindo, arqueamento (extensão e flexão), torção (rotação) e compressão axial. Lesões por hiperflexão provocam um deslocamento da vértebra proporcionando possibilidade de extrusão do núcleo pulposo para dentro do canal medular, já as lesões por hiperextensão resultam em colapso das facetas articulares e possibilidade de extrusão ventral do disco intervertebral (Figura 1).

Figura 1 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força atuantes no momento da fratura da coluna – São Paulo – 2013

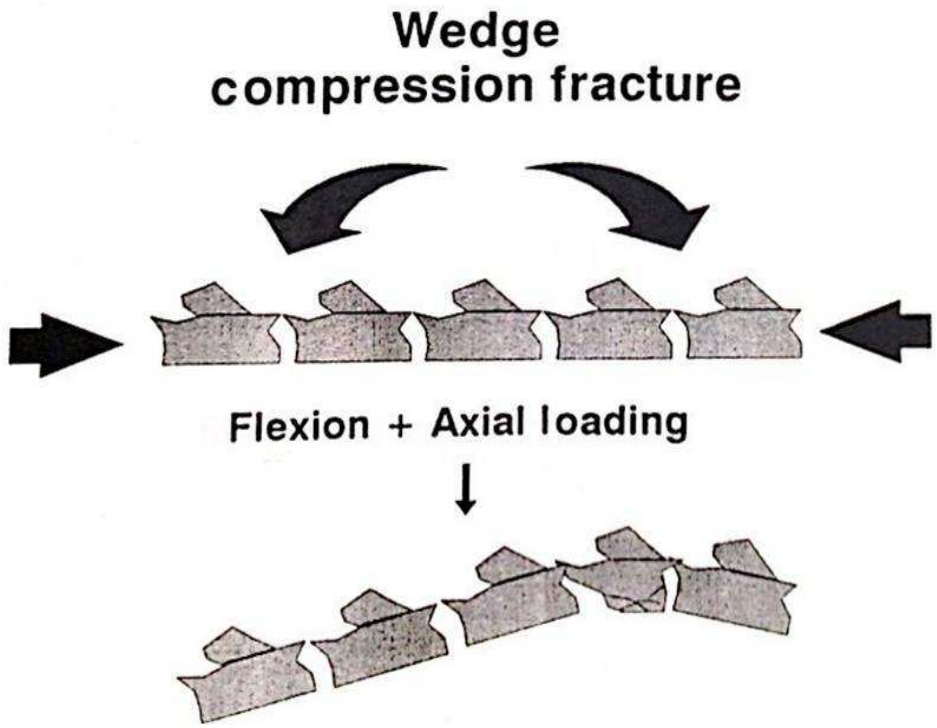


Fonte: Shores (1992)

Legenda: A. na flexão, B. na extensão.

As fraturas compressivas são provocadas por cargas axiais associadas à flexão da coluna, e tem sido classificadas como Fraturas em Cunha por Compressão, que ocorrem quando o osso esponjoso e cortical do corpo vertebral são esmagados por forças graves de flexão no momento em que já existe uma força axial sendo aplicada na região da pelve ou cabeça, e Fratura por Explosão, que resultam de flexão e força axial causando fragmentação do corpo vertebral com fraturas através de uma ou ambas as placas finais da vértebra (Figura 2).

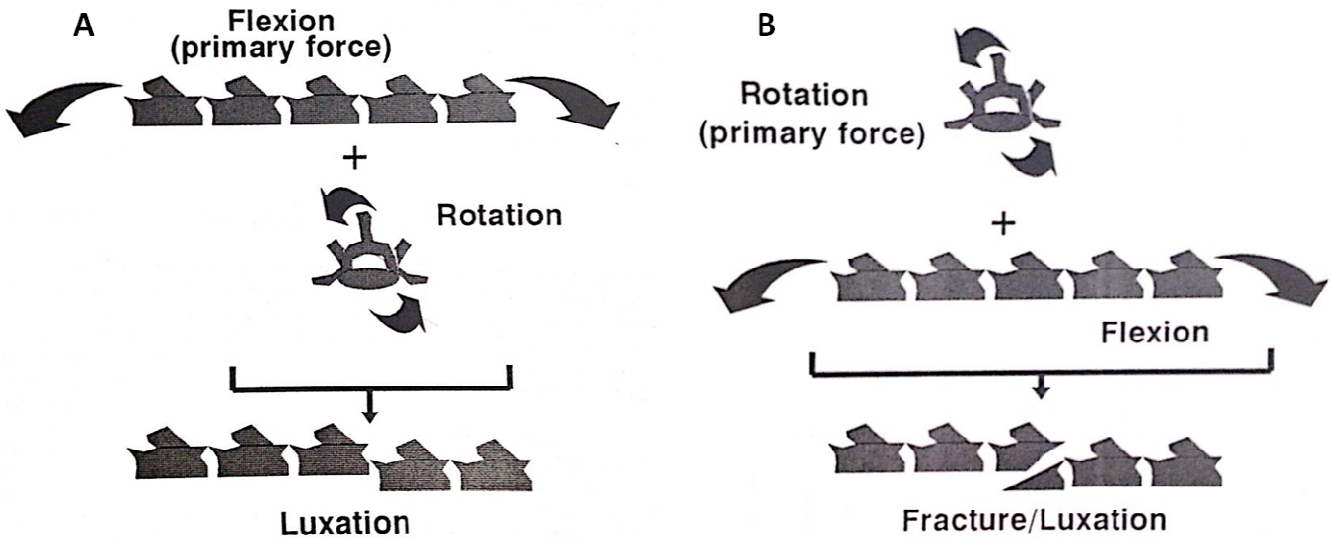
Figura 2 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força atuantes no momento em que a coluna sofre uma fratura em cunha por compressão – São Paulo – 2013



Fonte: Shores (1992)

A combinação de flexão e rotação, frequentemente causam subluxação, luxação (quando a flexão é a força primária e simultaneamente ocorre rotação) ou fratura/luxação (quando a força predominante é a rotação acompanhada pela flexão) (Figura 3).

Figura 3 - Desenho esquemático, demonstrando os vetores de força no momento da luxação e fratura/luxação da coluna – São Paulo – 2013



Fonte: Shores (1992)

Legenda: A. situação onde as forças de flexão são primárias podendo ocorrer uma luxação vertebral, B. situação onde as forças de torção são primárias podendo ocorrer uma fratura/luxação da vértebra.

Outro método de classificação de fraturas vertebrais, adaptado da medicina, baseia-se na avaliação da localização da lesão, dividindo a vértebra em compartimento dorsal (contendo as articulações, lâminas, pedículos, processos espinhosos e ligamento amarelo), compartimento médio (ligamento longitudinal dorsal, face dorsal do disco intervertebral e região dorsal do corpo vertebral) e compartimento ventral (resto do corpo vertebral, face lateral e ventral do disco intervertebral, núcleo pulposo e ligamento longitudinal ventral) (SHORES, 1992; JEFFERY, 2010).

Componentes dorsais das vértebras toleram bem as forças de tração, entretanto, possuem capacidade relativamente baixa para suportar compressão. Em contraste, os componentes ventrais exibem algumas características mecânicas semelhantes às dos ossos longos, sendo capazes de sustentar grandes cargas compressivas transmitidas pela coluna durante a transferência de peso e propulsão (SMITH; WALTER, 1985). Desta forma, a coluna como um todo, é capaz de suportar melhor as forças que resultam em flexão ventral, apesar de ser pontuada como uma das principais forças atuantes durante as lesões e falha de implantes (GAGE, 1971; SMITH; WALTER, 1985).

Na tentativa de simular estas forças, alguns estudos biomecânicos de flexão em quatro pontos foram realizados em colunas da espécie canina (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; SCHULZ et al., 1996; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002; MEIJ, 2007; AGNELLO et al., 2009).

2.4 TRATAMENTO

A decisão em relação ao melhor tratamento (conservativo ou cirúrgico) deve ser tomada com base no grau de déficit neurológico, grau de compressão medular e presença ou não de instabilidade. Alguns autores consideram a perda de dor profunda por mais de 48 horas um fator prognóstico (SHORES, 1992; BAGLEY, 2000).

Não existem, na medicina veterinária, princípios para determinar quais fraturas de coluna devem receber tratamento cirúrgico, no entanto, alguns autores propõem a adaptação de critérios utilizados na medicina (SHORES; BRAUND; BRAWNER, 1990; SHIRES et al., 1991; SHORES, 1992; BAGLEY, 2000). O diagnóstico radiográfico de dois ou três compartimentos fraturados é indicativo de tratamento cirúrgico; se apenas um compartimento for afetado, provavelmente existe estabilidade, e o tratamento conservativo poderá ser utilizado desde que haja exclusão de possibilidade de compressão medular através de tomografia computadorizada ou ressonância magnética (SHORES, 1992; JEFFERY, 2010).

2.4.1 Tratamento Cirúrgico

Simples redução da fratura ou luxação alivia compressão medular em quase todos os casos, há raras exceções em que fragmentos da fratura permanecem dentro do canal vertebral (JEFFERY, 2010). A remoção de pequenos fragmentos ósseos é controversa e autores sugerem ser desnecessária (JOHNSSON et al., 1991; LEFERINK et al., 2003).

Laminectomia ou hemilaminectomia podem ser realizadas no tratamento de limitados casos de fraturas ou luxações vertebrais em que há compressão significativa do canal medular (35-50%) por conteúdo discal, porém, existe risco de causar mais instabilidade aumentando a dificuldade de estabilização com implantes (JEFFERY, 2010).

Em estudo realizado por Blass e Seim (1984) a reduçao foi efetiva para descompressão medular em 11 de 18 cães com fraturas ou luxações em coluna.

Existem diverssas técnicas cirúrgicas para estabilização vertebral, essa variedade é reflexo da diversidade dos formatos vértebrais, natureza do local e das estruturas anatômicas envolvidas, de modo que uma técnica não pode ser universalmente aplicada a todos os casos. Qualquer técnica eficaz deve permitir a estabilização, neutralizando forças que atuam sobre a fratura ou luxação (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986; JEFFERY, 2010).

Os métodos mais utilizados na região toracolombar são placa; pinos e polimetilmetacrilato (PMMA) e estabilização segmentar modificada (SWAIM, 1971; BLASS; SEIM, 1984; MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986).

Estabilização dorsal da coluna utilizando pinos e PMMA é bem descrita na literatura como método prático e versátil que pode ser aplicado em qualquer vértebra com corpos vertebrais acessíveis. Dois pinos são inseridos na vértebra cranial e caudal à lesão e fixados com PMMA criando um sistema de fixação interna rígido (WONG; EMMS, 1992; JEFFERY, 2010). Apesar do sucesso clínico razoável, complicações associadas a esta técnica incluem falha do implante antes da consolidação óssea, falha na interface pino e PMMA, penetração do pino no forame vertebral ou canal medular, reação de hipersensibilidade ao PMMA, aumento do risco de infecção persistente e dificuldade de aproximação de músculos e pele devido a uma grande massa de PMMA (ROUSE; MILLER, 1975; JEFFERY, 2010).

Blass e Seim (1984) realizaram estabilização de fraturas e luxações com técnica de pinos e PMMA em 18 cães e dentre as complicações houveram 3 casos de infecção e migração de 6 pinos em 3 cães diferentes.

A técnica de estabilização segmentar modificada é relativamente fácil de ser aplicada na região tóraco-lombar, exige menos dissecção muscular, pode ser utilizada em animais de diferentes tamanhos, combinada ou não com outras técnicas de fixação interna ou externa. Uso das facetas articulares, bases dos processos espinhosos dorsais e osso cortical da lâmina dorsal e pedículos proporciona vários

pontos fortes de fixação para os fios de cerclagem e diminui o potencial para “pullout” das cerclagens ou fraturas do osso com conseqüente perda da estabilização. A técnica proporciona fixação simétrica que se aproxima ao eixo neutro da coluna vertebral (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986). As complicações inerentes à técnica incluem migração do pino e fratura por fadiga dos fios ou pinos (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986).

Em vértebras lombares de cães a estabilização alcançada pela placa com parafusos bicorticais no corpo vertebral foi superior quando comparada *in vitro* com outras formas de estabilização vertebral, incluindo placa em processos espinhosos, pinos cruzados e pino e PMMA (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986). A placa convencional proporciona excelente estabilidade quando aplicada adequadamente, mas pode ser tecnicamente difícil devido ao tamanho do implante em relação ao corpo vertebral, ao número de parafusos bicorticais necessários para adequada estabilização e ao risco de penetração inadvertida dos parafusos no canal medular (AGNELLO et al., 2009; JEFFERY, 2010).

A introdução do sistema de placa bloqueada permite uso de parafusos monocorticais devido capacidade dos parafusos se fixarem rigidamente na placa, conferindo estabilidade angular, minimizando micro movimentações e otimizando estabilidade dos parafusos na vértebra. Desta forma, esta técnica torna-se método atraente de estabilização da coluna espinhal, pois diminui potencialmente risco de penetração dos parafusos no canal medular e posteriores comprometimentos neurológicos, porém, há poucos estudos biomecânicos a respeito deste sistema em coluna de cães (AGNELLO et al., 2009). Reardon et al. (2009), em uma análise biomecânica realizada em coluna cervical de equinos, obtiveram bons resultados da Placa Bloqueada em relação à rigidez e estabilidade frente à forças de flexão.

Para muitas fraturas fixação interna com placa representa a melhor opção por ser uma técnica segura que permite rapida restauração funcional. No entanto, apenas as grandes instituições dispõem de instrumentais e equipamentos suficiente e diferentes tamanhos de placas para lidar com cada tipo de fratura. Pensando em um implante que pudesse ser utilizado em cirurgia veterinária com máxima versatilidade para aplicações clínicas, recentemente, foi desenvolvido o *Clamp Rod Internal Fixation* (CRIF), um sistema para osteossíntese extracortical interna composto de grampos que deslizam e se dispõe na posição desejada ao longo de

uma haste de aço inoxidável. Parafusos são inseridos fixando firmemente os grampos na haste e o sistema no osso (ZAHN; MATIS, 2004).

Estudos sobre as características biomecânicas do CRIF em pequenos animais têm mostrado que propriedades mecânicas do sistema de implante são comparáveis às placas convencionais (ZAHN et al., 2008).

O conhecimento das propriedades mecânicas de cada implante evita erros técnicos durante sua aplicação clínica. Embora não exista recomendações exatas para rigidez ideal e força necessária de um implante para controlar o movimento relativo de uma fratura durante o processo de consolidação, um dispositivo de fixação com propriedades mecânicas semelhantes às do osso pode ser considerado uma fixação adequada (ZAHN et al., 2008). Entretanto, tratando-se da fusão de vértebras, existe um conflito entre o benefício imediato da estabilização e as cocequencias futuras dessa alteração mecânica na coluna (BASTIAN et al., 2001; ECK et al., 2002).

A resposta para aperfeiçoamento das técnicas e melhores resultados invariavelmente emergem de melhor compreensão da avaliação biomecânica da coluna e das diferentes técnicas de fixação, assim como da fisiopatologia do trauma da medula espinhal (WONG; EMMS, 1992; HOFSTETTER et al., 2009).

2.5 PRESERVAÇÃO E ARMAZENAMENTO DAS COLUNAS

Preparação e armazenamento adequado das peças utilizadas em ensaios biomecânicos são fundamentais para obter resultados confiáveis e fidedignos, já que fatores como hidratação e temperatura influem na preservação das mesmas e procedimentos inadequados podem afetar as propriedades mecânicas dos tecidos (TURNER; BURR, 2001).

Peças mantidas em temperatura ambiente, rapidamente, sofrem autólise das células por ação de enzimas líticas, alterando a matriz orgânica do osso. Os métodos de conservação que evitam este processo são a fixação química e o congelamento. Segundo Martin e Sharkey (2001), a escolha correta do método de armazenamento é um fator importante para preservar as características da peça coletada.

Em um estudo realizado por Hongo et al. (2008) foi demonstrado que vários ciclos de congelamento e descongelamento de colunas lombares de suínos não afetaram

as propriedades biomecânicas da peça, nas quais disco intervertebral e integridade ligamentar desempenham um papel significativo.

Objetivos

3 OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo foi avaliar, de forma comparativa, a força e rigidez promovidas por cinco diferentes técnicas de estabilização em coluna toracolombar (Placa Bloqueada com parafusos monocorticais, *Clamp Rod Internal Fixation* com parafusos monocorticais e bicorticais, Pinos com Cimento Ósseo e Estabilização Segmentar Modificada) por meio de ensaio biomecânico *ex vivo* de compressão e flexão.

Hipótese

4 HIPÓTESE

A hipótese do estudo é que existe diferença significativa na rigidez promovida pelas técnicas de estabilização em coluna toracolombar utilizando Placa Bloqueada com parafusos monocorticais, *Clamp Rod Internal Fixation* com parafusos monocorticais e bicorticais, Pinos com Cimento Ósseo e Estabilização Segmentar Modificada, sendo a utilização da Placa Bloqueada e *Clamp Rod Internal Fixator* bicortical as técnicas que promovem maior rigidez.

Significância clínica

5 SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Conhecer o comportamento biomecânico da coluna tóraco-lombar de cães e das técnicas cirúrgicas utilizadas para estabilização de fraturas e/ou luxações da mesma frente às forças de compressão e flexão permite o melhor entendimento sobre o impacto mecânico, vantagens e desvantagens de cada técnica.

Limitações do estudo

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

- Pelo fato de ser um estudo *ex vivo* não é possível avaliar a força e rigidez das técnicas em situações de utilização normal da coluna
- Ausência da atuação de forças intrínsecas
- Variação entre raças
- Ausência de avaliação tridimensional dos marcadores para investigar as flexões laterais
- Ausência das forças de rotação

Material e Método

7 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi realizada após avaliação e aprovação da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, protocolado sob nº 2258/2011. Os ensaios biomecânicos foram realizados no Setor de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

7.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram incluídos cadáveres de cães com idade entre dois e sete anos e peso entre 5 a 15 kg, não havendo predileção por raça ou sexo. Foram excluídos do estudo cadáveres de animais com histórico ou diagnóstico de doença óssea ou nutricional, fraturas, luxações ou neoplasias vertebrais, discopatias graves, doenças congênitas como vértebras de transição, hemivértebra, vértebra em bloco, espinha bífida ou desvio de eixo e histórico de cirurgia em coluna. Todos os pacientes vieram a óbito por motivos não relacionados a este estudo.

7.2 PEÇAS ANATÔMICAS

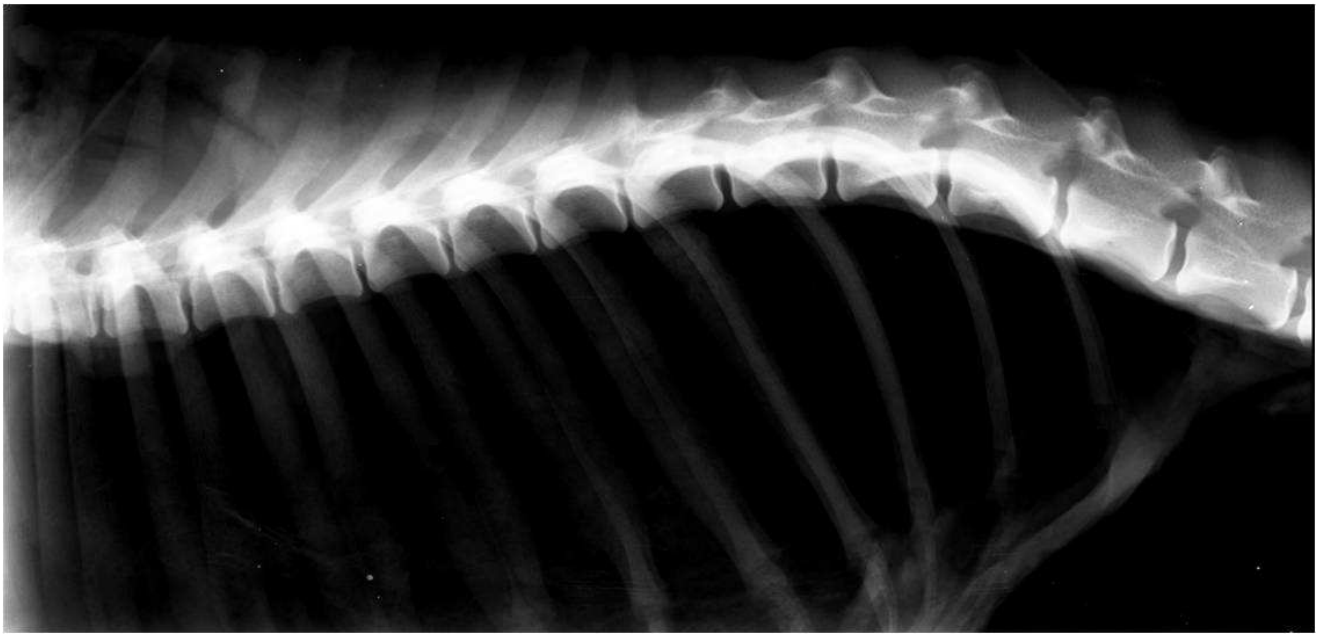
Foram utilizados trinta e quatro cadáveres de cães. As peças foram coletadas imediatamente após a morte do animal por dissecção romba local, com o auxílio de lâmina e cabo de bisturi, tesoura Mayo e pinças dente de rato. Foi realizada incisão de pele desde o início da coluna torácica até o final da lombar seguida de rebatimento da pele. Através de laparotomia o diafragma foi incisado em toda sua curvatura próximo às costelas e todos os órgãos internos foram rebatidos liberando a face medial e a coluna desarticulada em região de T3/T4 e L5/L6. O armazenamento foi realizado em *freezer* convencional, a uma temperatura de -

20°C, em embalagens plásticas com dimensões de 50 centímetros de altura e 30 centímetros de largura. Em cada embalagem foi acondicionada uma coluna, identificada com canetas de marcação permanente resistente a água contendo as informações do número do animal, peso, raça, sexo e idade.

7.3 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA PRÉ-OPERATÓRIA

Todas as peças anatômicas foram radiografadas no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo. O aparelho utilizado[1] foi de 500 mA e 125 kV, com técnica radiográfica adequada para cada corpo de prova. O cassete e IPs tipo CC14" x 17"[2] possuía dimensões de 35.4 x 43.2 cm, e foi posicionado no book da mesa radiográfica. As peças foram radiografadas em projeção látero-lateral e dorso-ventral para avaliação de adequação aos critérios de inclusão (Figuras 4 e 5).

Figura 4 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação e inclusão do corpo de prova no estudo – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

[1] TECNO DESIGNER, Modelo TD 500/125, São Paulo, Brasil
[2] FUJIFILM NDT, Sistemas Médicos Ltda, Campo Belo, São Paulo, Brasil

Figura 5 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação e inclusão do corpo de prova no estudo – São Paulo – 2013

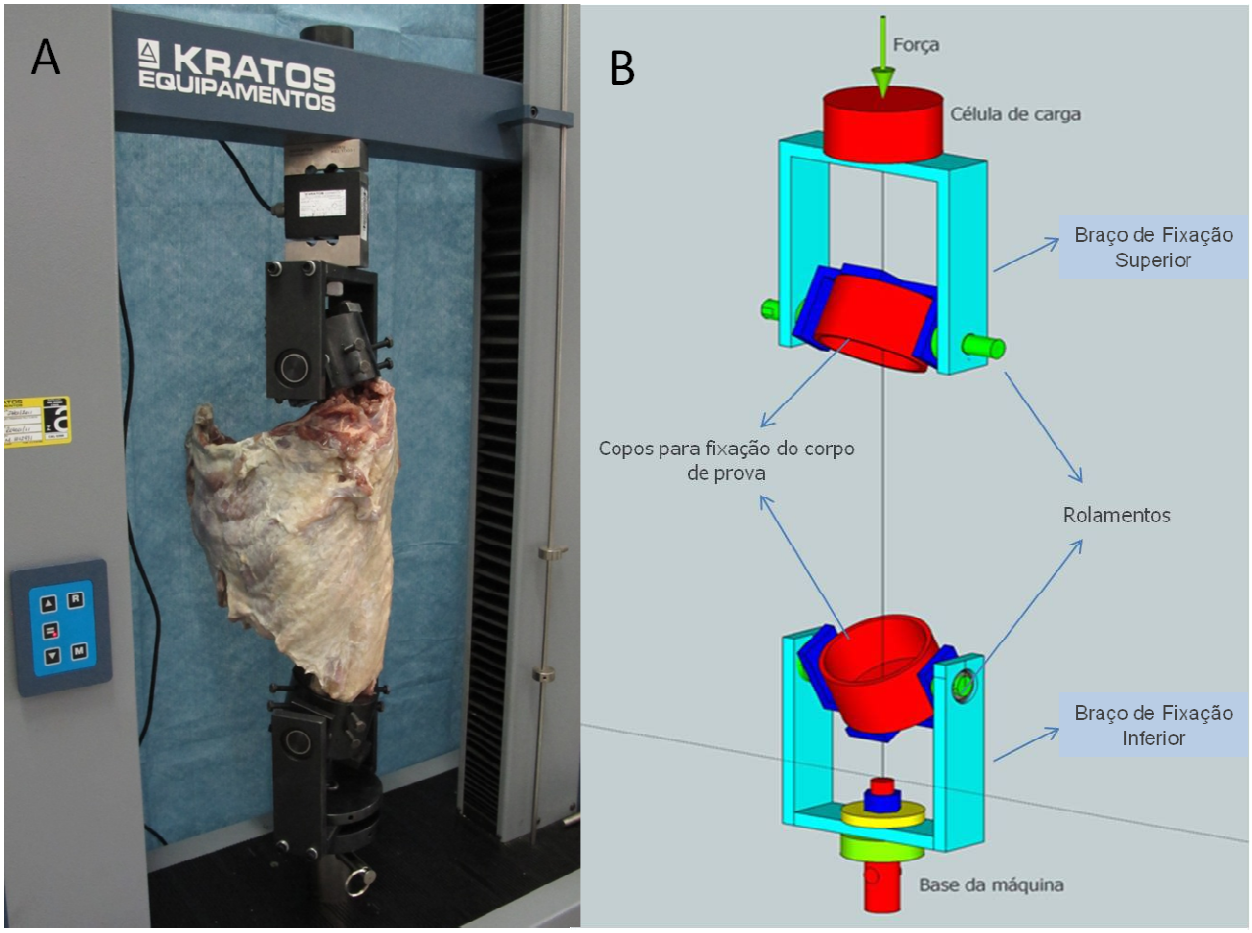
Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

7.4 PREPARO DO DISPOSITIVO

O dispositivo para ensaio de flexão de coluna era composto por dois recipientes ou copos, onde cada recipiente era articulado por meio de dois rolamentos ao braço de fixação superior (conectado ao travessão móvel da máquina de ensaios) ou ao braço de fixação inferior (conectado à base da máquina). Os copos podiam ser removidos ou reposicionados da máquina de ensaios através de quatros parafusos (dois em cada copo). Havia em cada copo oito parafusos dispostos radialmente, com a função de fixar e permitir o alinhamento correto das extremidades da coluna durante o processo de fixação por resina acrílica[3] (Polimetilmetacrilato) (Figura 6). Um lubrificante[4] era passado em toda a superfície do copo e parafusos para facilitar o desemblocamento das peças ao término dos ensaios, possibilitando a utilização dos copos em outras peças. O mesmo lubrificante era aplicado nos rolamentos para garantir o bom funcionamento do dispositivo em todos os ensaios.

[3] Clássico ARTIGOS ODONTOLÓGICOS, Resina JET Auto Polimerizante, São Paulo, Brasil
[4] WD-40® Produto Multiusos, Paraná, Brasil

Figura 6 - Montagem do dispositivo na máquina de ensaio – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013) e Martins Pereira, C. A. (2013)

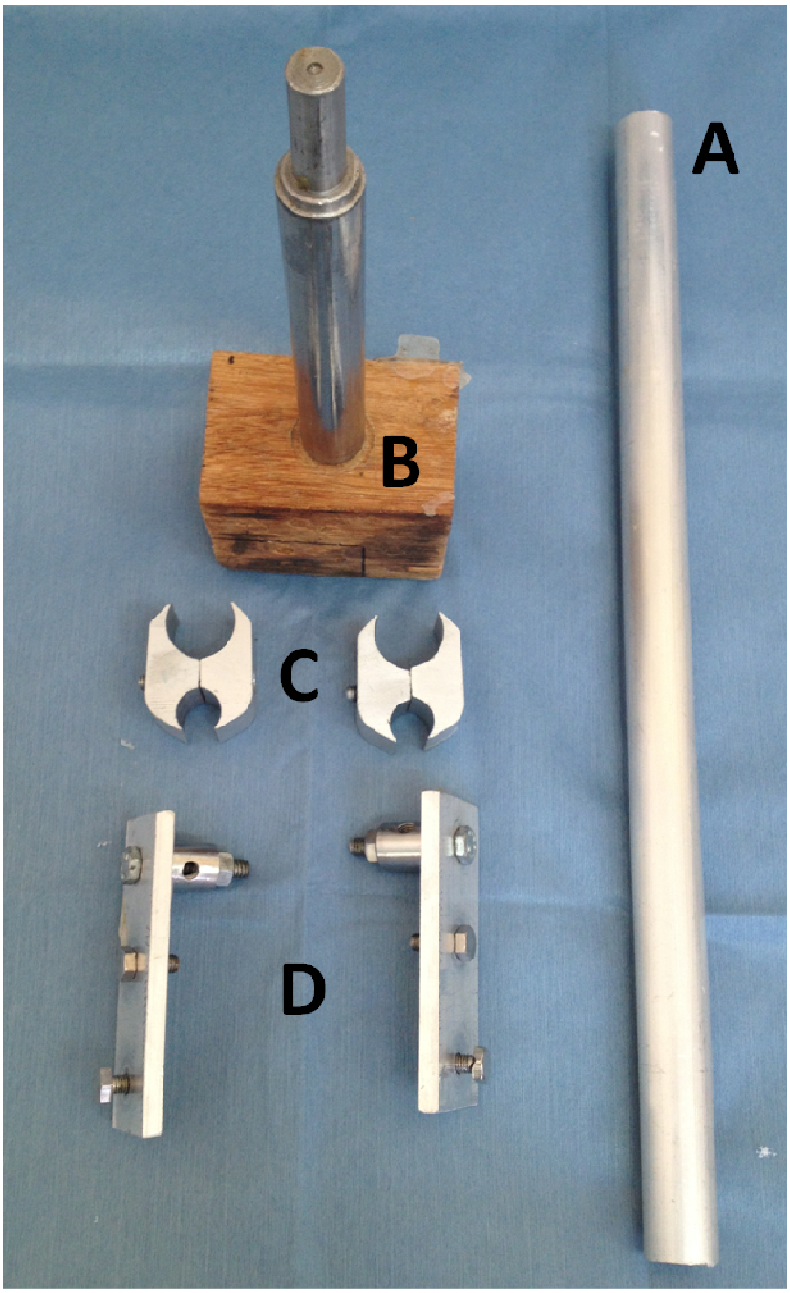
Legenda: A. dispositivo e corpo de prova fixados à máquina de ensaio universal, B. desenho ilustrativo identificando os componentes do dispositivo para ensaio biomecânico da coluna.

7.5 PREPARAÇÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS

As peças foram descongeladas três horas antes do início dos ensaios biomecânicos em temperatura ambiente e cobertas por compressas umedecidas em solução fisiológica. No primeiro momento, foi realizada dissecção de todo tecido mole das vértebras T4 e L5 para serem fixadas aos copos do dispositivo. Para garantir padronização e um bom alinhamento da coluna no momento da fixação, um

segundo dispositivo foi elaborado e fabricado para emblocamento da coluna nos copos. Composto por duas peças de metal que eram parafusadas no copo e se prendiam a uma barra de alumínio vertical através de duas garras que se ajustavam deslizando pela barra de acordo com o comprimento do corpo de prova (Figura 7).

Figura 7 - Componentes do Dispositivo para emblocamento das colunas nos copos – São Paulo – 2013

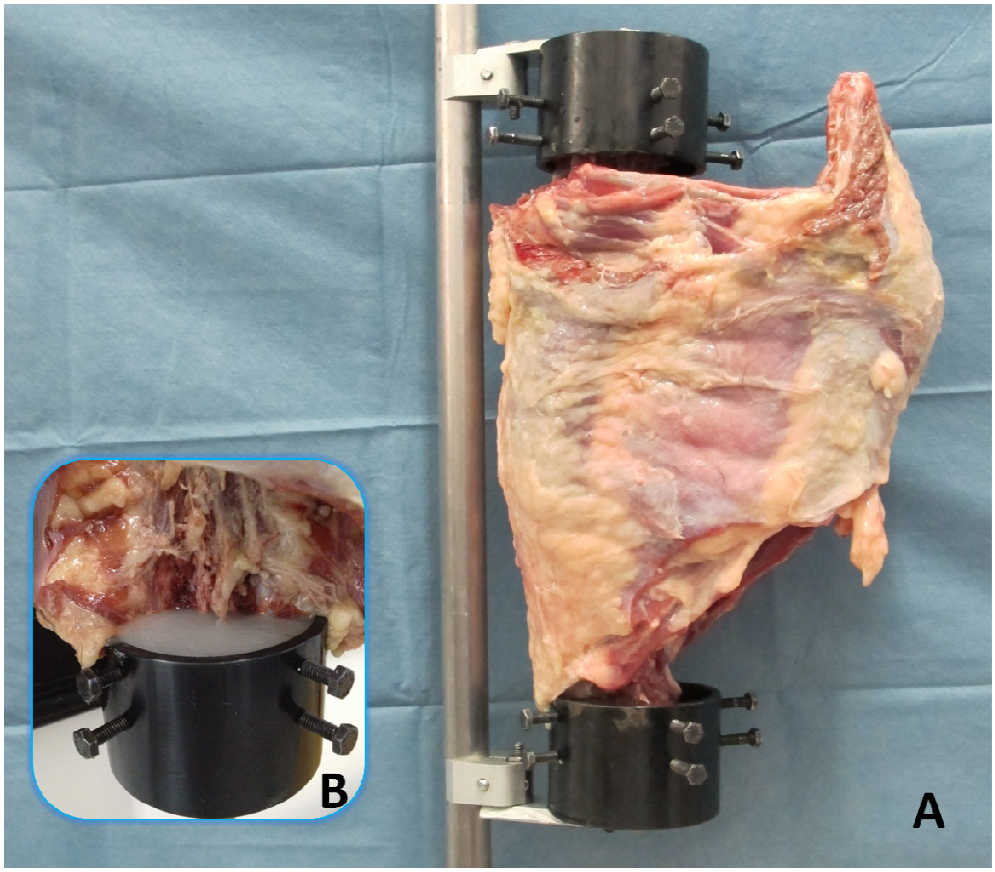


Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. barra de alumínio vertical, B. base para colocação da barra de alumínio, C. garras, D. peças de metal que eram parafusadas aos copos e presas na barra de alumínio pelas garras.

Os copos eram colocados na barra vertical e presos após o adequado alinhamento da coluna. Em seguida, oito parafusos eram colocados nos orifícios do copo fixando a vértebra, de forma centralizada, permitindo a colocação da resina acrílica[5] no interior copo inferior da barra vertical. Para preparo da resina acrílica, com auxílio de copos dosadores, duas partes do polímero de metilmetacrilato para uma parte do monômero de metilmetacrilato eram colocadas em um recipiente, homogeneizadas com uma espátula e despejadas, ainda na fase líquida, no interior do copo em quantidade adequada para envolver toda a vértebra e cobrir os parafusos (Figura 8).

Figura 8 - Fixação do corpo de prova nos copos para colocação da resina acrílica – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. corpo de prova fixado com parafusos nos copos do dispositivo de ensaio, presos à barra de alumínio vertical, B. copo preenchido com resina acrílica.

[5] Clássico ARTIGOS ODONTOLÓGICOS, Resina JET Auto Polimerizante, São Paulo, Brasil

Ao atingir a fase de cura (resina endurecida), a barra vertical era removida da base e reposicionada de forma que o copo e a vértebra já fixada ficassem para cima, permitindo a realização do mesmo procedimento para colocação da resina no outro copo. Após o processo de fixação da coluna nos copos do dispositivo de ensaio biomecânico, os copos eram removidos do dispositivo de alinhamento deixando o corpo de prova (coluna devidamente fixada) pronto para ser colocado na máquina universal de ensaios[6].

Inicialmente, o copo superior (T4) era preso ao braço superior por meio de dois parafusos, enquanto que o copo inferior (L5) ficou suspenso sem nenhum contato com a base da máquina para que a força registrada pela célula de carga fosse zerada, indicando o valor inicial de carga para todas as sequencias de ensaios. Posteriormente, o travessão móvel se deslocou para baixo até o contato entre o copo inferior e o braço de fixação inferior. O copo inferior foi fixado à base da máquina através de dois parafusos e a trava superior de segurança da máquina foi ajustada com a função de limitar o movimento de ascensão do travessão, permitindo que o travessão se deslocasse somente para baixo.

Após fixação do dispositivo e corpo de prova na máquina, realizou-se a inserção de um pino de Steinmann de 1.5 mm de diâmetro e 120 mm de comprimento em cada processo espinhoso de T11, T12, T13, L1, L2 e L3 de maneira que ficassem alinhados paralelamente entre si para posterior colocação dos marcadores refletores. Os pinos de Steinmann permaneceram fixos nas vértebras em todas as situações dos ensaios.

Com a finalidade de avaliar, através de filmagens, o deslocamento angular de T11, T12, T13, L1, L2 e L3, foram utilizados cilindros de resina acrílica (6mm de diâmetro por 12mm de comprimento) com um furo radial de 1,5 mm de diâmetro possibilitando a inserção dos mesmos nos pinos de Steinmann. Adesivos refletores[7] cortados em círculos de 5mm de diâmetro foram colados em uma das extremidades de cada cilindro. Para cada pino de Steinmann foram inseridos dois cilindros com os marcadores refletores, um foi fixado próximo ao processo espinhoso e o outro fixado na extremidade distal do pino.

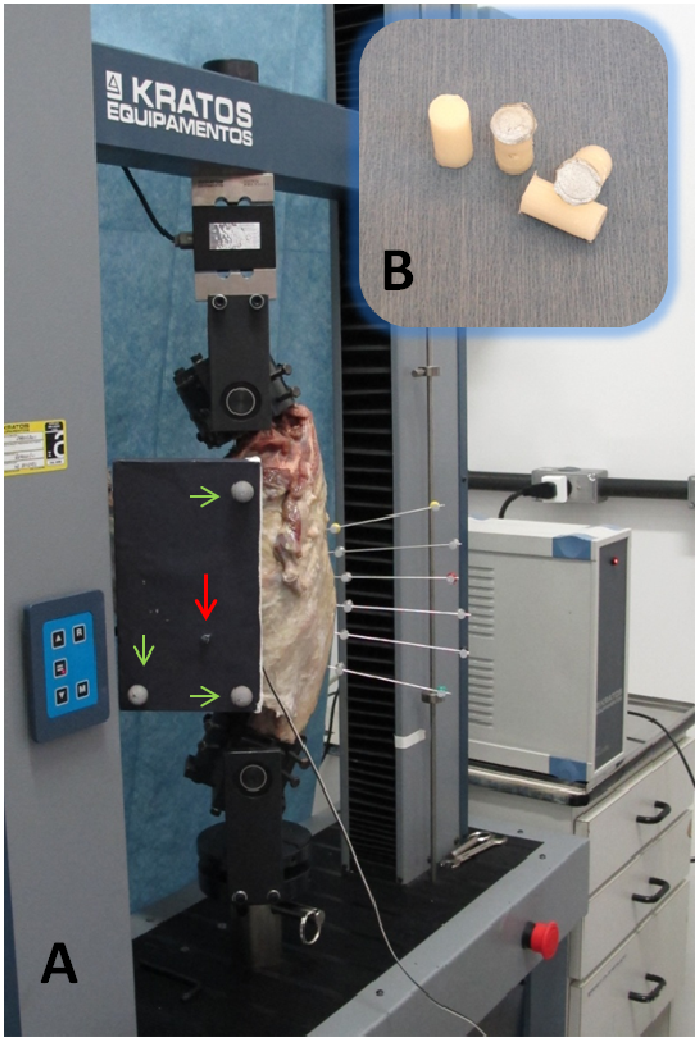
Antes de cada ensaio, foi colocado próximo ao corpo de prova e no mesmo plano dos marcadores refletores, um gabarito constituído de uma placa de madeira

[6] Kratos® modelo KE 3000, Cotia, São Paulo, Brasil
[7] 3M®, modelo Scotchlite, São Paulo, Brasil

contendo três marcadores esféricos (diâmetro de 15 mm) revestidos de material reflexivo[8] e um LED que, posteriormente, foram utilizados na análise das filmagens de cada ensaio.

Desta forma a peça ficava pronta para iniciar os ensaios biomecânicos (Figura 9).

Figura 9 - Dispositivo e corpo de prova prontos para iniciar o ensaio biomecânico – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. corpo de prova fixado na máquina de ensaio universal, com os pinos de steinman de 1.5 mm inseridos no processo espinhoso de T11, T12, T13, L1, L2 e L3, marcadores e gabarito posicionados. No gabarito, as setas verdes representam os marcadores refletores e a seta vermelha o LED, B. cilindros de resina acrílica com adesivos refletores colados em uma de suas extremidades utilizados como marcadores.

[8] 3M®, modelo Scotchlite, São Paulo, Brasil

7.6 ENSAIOS BIOMECÂNICOS

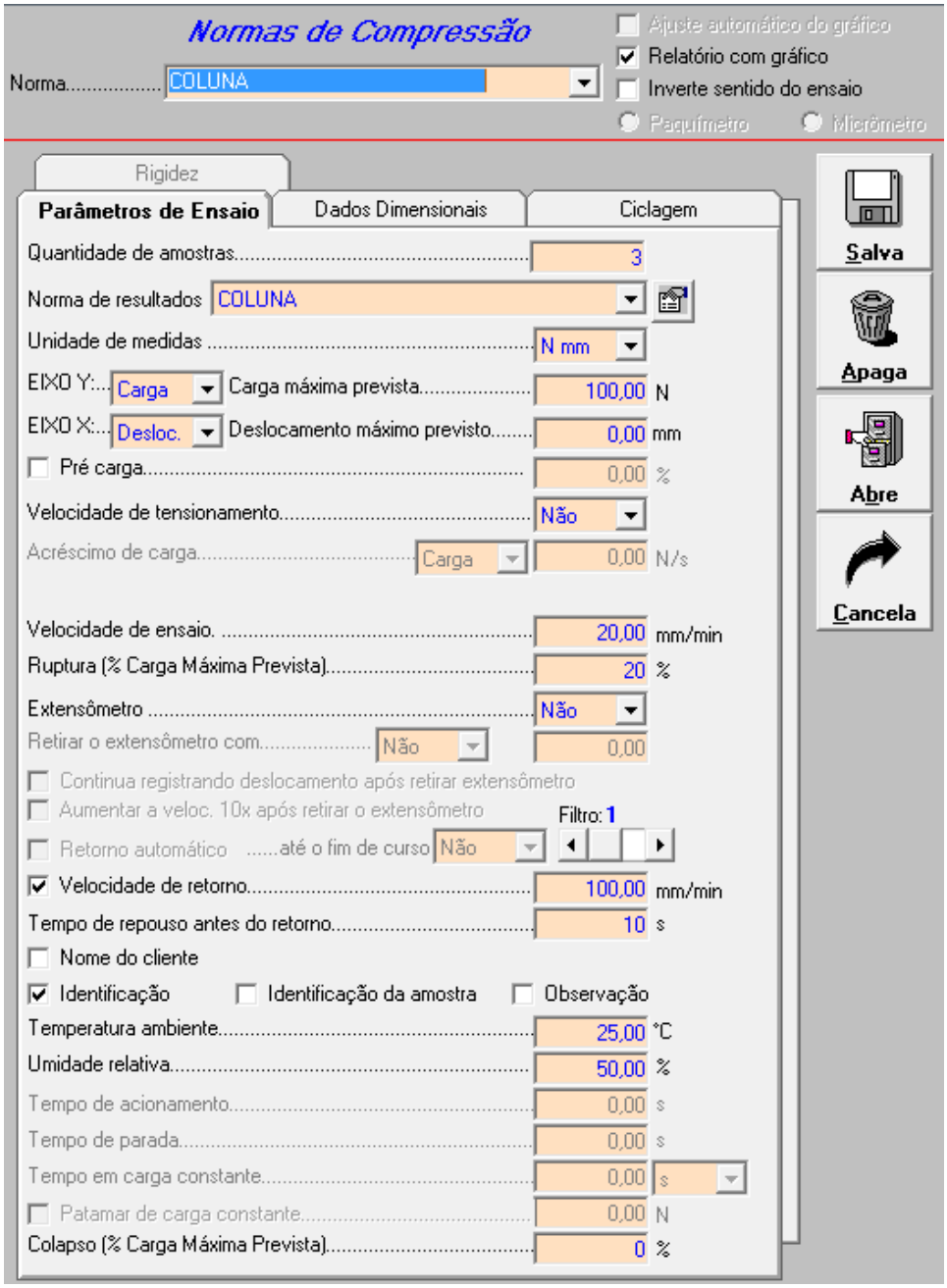
Os ensaios biomecânicos foram realizados em três etapas para cada corpo de prova: na primeira, foram testadas as peças íntegras; em uma segunda etapa a coluna instável; e, na terceira etapa, realizaram-se os ensaios nas colunas com uma das técnicas de estabilização propostas: grupo 1 composto por sete colunas com placas bloqueadas, grupo 2 composto por seis colunas com *Clamp Rod Internal Fixation* monocortical, grupo 3 composto por sete colunas com *Clamp Rod Internal Fixation* bicortical, grupo 4 composto por sete colunas com pinos e PMMA e grupo 5 composto por sete colunas com estabilização segmentar modificada. As peças foram mantidas úmidas durante todo o tempo dos ensaios, mediante a utilização de compressas umedecidas com solução fisiológica, com cuidado de não interferir no material reflexivo.

O dispositivo ficava alinhado com o eixo da máquina, mantendo o corpo de prova na vertical (extensão da coluna), com o movimento de descida do travessão móvel da máquina, aplicava-se uma força de compressão no corpo de prova que por consequência sofria arqueamento (também conhecida como flambagem), que no caso da coluna toracolombar, gerava o movimento de flexão. Com o aumento da carga compressiva, os ângulos entre as vértebras aumentavam em toda a extensão da coluna estudada, inclusive nos segmentos fixados aos copos do dispositivo, que permitiam a rotação sobre seus eixos.

A norma dos ensaios foi baseada no encurtamento do corpo de prova durante a flexão, para isso, o comprimento de cada coluna foi medido após sua fixação no dispositivo (extensão total) e padronizou-se como encurtamento máximo 15% do comprimento total da coluna, em todos os casos (peças íntegras, instáveis, e com as sínteses) foi aplicado o deslocamento de 15% do comprimento para cada corpo de prova a uma velocidade de 20mm/min (Figura 10). No momento do encurtamento máximo o mecanismo era interrompido, permanecia parado na posição por 10 segundos e em seguida o travessão da máquina retornava à posição inicial do ensaio que era determinada pela trava superior de segurança. Para aumentar o número de mensurações, três repetições do mesmo procedimento eram realizadas para cada situação (integro, instável e com a síntese) para todos os corpos de prova. Os resultados de força, deslocamento e tempo, assim como os gráficos

gerados por cada ensaio mencionado foram registrados no software Kratos® para sua posterior avaliação.

Figura 10 - Imagem da tela do programa Kratos® – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Notas: Observa-se a normatização dos ensaios. A seleção e preenchimento do item Deslocamento máximo previsto era realizada cada vez que se iniciava o ensaio com um novo corpo de prova, aplicando-se um deslocamento de 15% do comprimento total da coluna.

7.6.1 Filmagem

Para o correto processo de mensuração dos ângulos entre as vértebras estudadas durante o ensaio de flexão, foi utilizada uma filmadora[9] digital que registrava as imagens de cada ensaio em uma fita magnética, padrão DV (Digital Vídeo) de 60 minutos e um programa de computador com a função de analisar as imagens dos vídeos e medir os ângulos entre as vértebras.

No gabarito, posicionado antes de cada ensaio e filmagem, os marcadores estavam dispostos em “L”, formando um ângulo de 90º entre si. A partir de uma calibração prévia do gabarito em um projetor de perfil[10], foi possível determinar o ângulo médio entre os marcadores, que foi de 90,05º, com desvio padrão de 0,1º (obtidos a partir de três medidas).

A filmadora foi fixada a um tripé[11] e posicionada próxima à máquina de ensaios de modo que fosse possível enquadrar os 12 marcadores refletores e os três marcadores do gabarito. Para garantir a reprodutibilidade e precisão nas filmagens, o tripé foi sempre posicionado na mesma posição e o zoom da câmera foi sempre ajustado para o mesmo valor.

A câmera foi ajustada no modo de visão noturna (“night shot”) permitindo que a mesma registrasse imagens iluminadas por luz infravermelha provindas do iluminador interno da câmera. Para garantir um melhor contraste entre o marcador iluminado e fundo do campo de filmagem, foi adicionado à frente da lente da câmera um filtro feito de filme fotográfico velado de 35 mm, assim como as janelas da sala do laboratório também foram cobertas por um pano escuro para impedir que a luz solar incidisse diretamente nos marcadores reflexivos. O filtro tinha a função de barrar a luz visível e permitir a passagem da luz infravermelha do iluminador da câmera, dessa forma o ambiente de filmagem podia ser iluminado por uma lâmpada fluorescente sem o risco de interferir na qualidade das imagens.

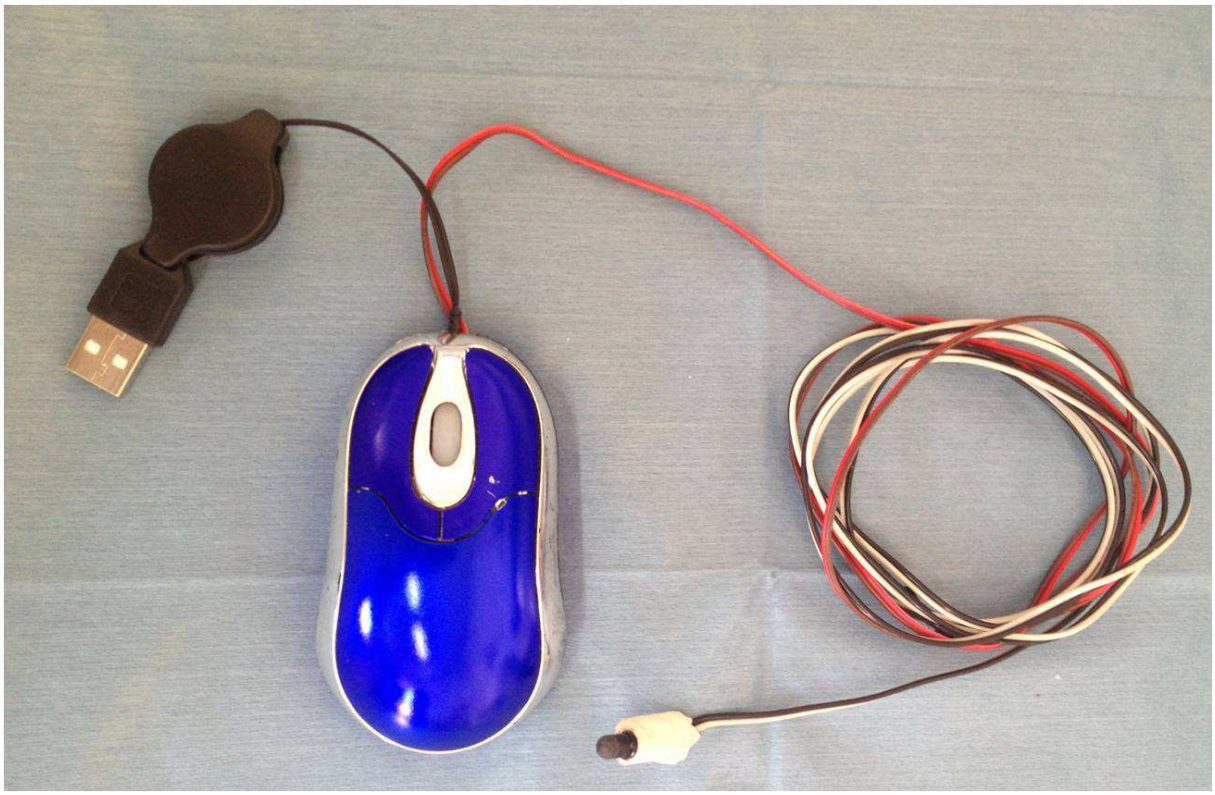
Para garantir o sincronismo entre o registro da filmadora (feito na fita DV) e o registro do programa da máquina de ensaios durante a execução de cada ensaio de flexão, foi adaptado no mouse usado para dar início ao ensaio, um LED (diodo emissor de

---

[9] SONY, Modelo DCR-HC 26, São Paulo, Brasil
[10] DELTRONIC, Modelo DV-114, Santa Ana, USAl
[11] WEIFENG IMAGE EQUIPMENT GROUP, modelo WT 3540, Ningbo, China

luz) que ficava posicionado junto ao gabarito (Figura 11). Com a filmadora gravando alguns segundos antes do inicio do ensaio, o mouse era acionado sobre o ícone de início do ensaio biomecânico do programa da Kratos, a luz do LED se apagava e se acendia quando o mouse não era mais acionado, desta forma, foi possível saber nas filmagens exatamente o momento em que o ensaio de flexão se iniciava.

Figura 11 - Mouse utilizado para dar início aos ensaios biomecânicos adaptado com LED. O fio permitia o posicionamento do LED no gabarito – São Paulo – 2013



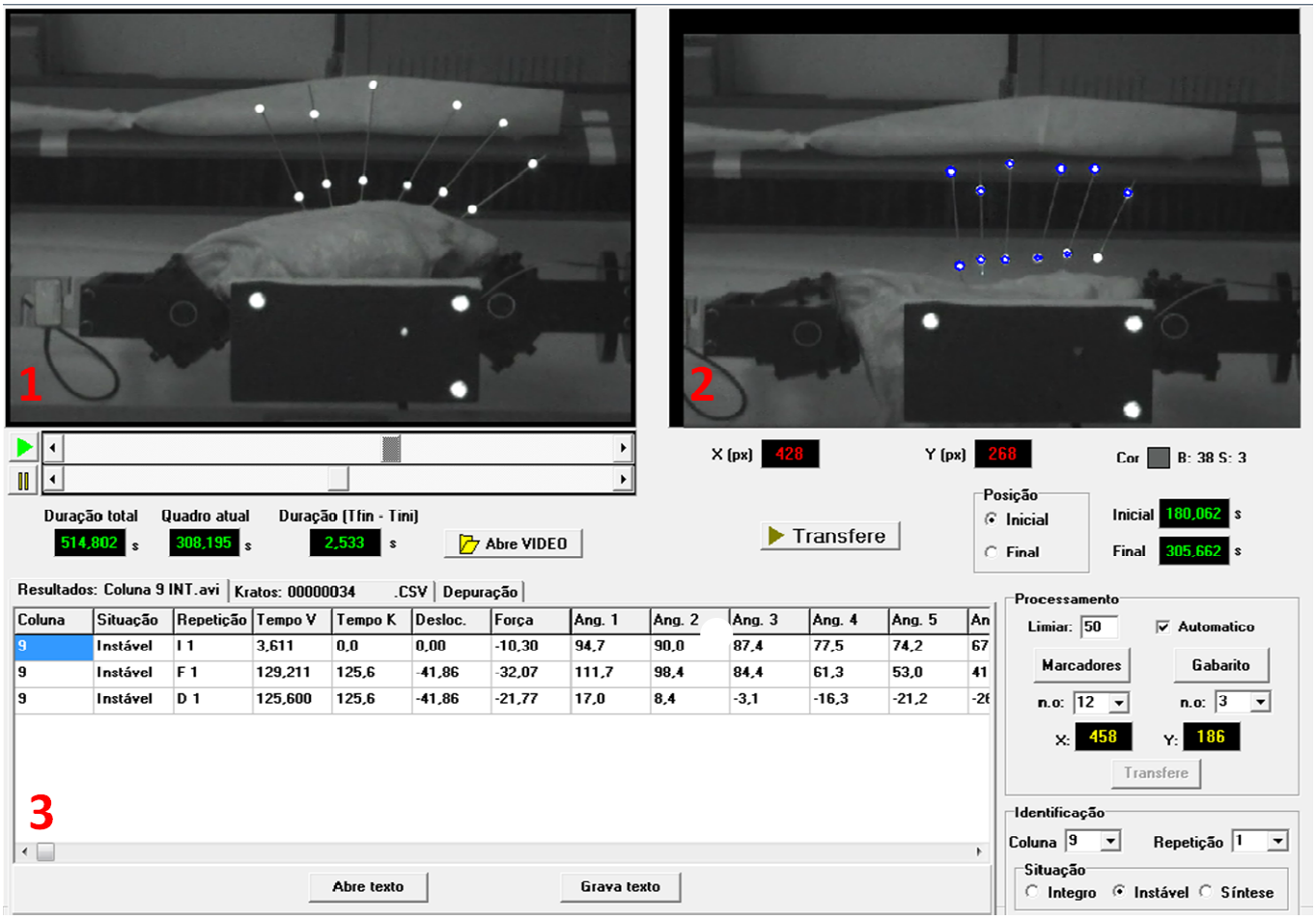
Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Os vídeos obtidos através da filmagem de cada ensaio biomecânico realizado foram editados, e o deslocamento das vértebras, registrados pelos marcadores refletores, foram analisados em um programa chamado de vídeo goniômetro, que foi elaborado para o presente estudo pelo tecnólogo em saúde e especialista em biomecânica do aparelho locomotor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, César Augusto Martins Pereira na linguagem de programação Delphi 2006 (Borland). O programa permitia a visualização do vídeo

referente às três repetições dos ensaios para cada situação estudada (integro, instável e com síntese), assim como a abertura do arquivo registrado pela máquina de ensaios, que continha informações como força, deformação e tempo decorrido. O operador do programa selecionava manualmente a imagem do vídeo que correspondia ao início do ensaio, ou seja, a imagem que continha o LED se apagando, e também a imagem correspondente aos 15% de deformação aplicada na coluna. A partir das duas imagens, o operador selecionada os 12 marcadores da coluna e os três marcadores do gabarito em cada imagem. A seleção dos marcadores foi feita de forma semi-automatica, onde o programa encontrava o centro de cada marcador quando o usuário selecionasse um ponto qualquer dentro do marcador de interesse.

Após a seleção de todos os marcadores, o programa registrava em um arquivo de texto os seis ângulos formados pelos pinos de Steinmann referente ao início e ao fim do ensaio (15% de deformação), a força no instante em que a coluna flexionou 15% de seu comprimento inicial e o ângulo formado entre os três marcadores do gabarito. O processo de medição dos ângulos foi feito para as três repetições do ensaio registrado (Figura 12).

Figura 12 - Imagem da tela do programa vídeo goniômetro – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Notas: Observa-se no campo 1 o vídeo no momento em que a coluna sofria o deslocamento máximo (final da segunda repetição do ensaio), no campo 2 o início da terceira repetição (LED apagado) e no campo 3 o registro em arquivo de texto gerado pelo programa referente a tempo, força, e os ângulos de cada ensaio.

7.6.2 Parâmetros analisados

A partir dos ângulos medidos através de marcadores nas vértebras T11 a L3, foi possível calcular a média das três repetições referente ao ângulo formado entre as vértebras T11 e T12, T12 e T13, T13 e L1, L1 e L2 e L2 e L3 na situação sem carga e com carga (deformação de 15% de comprimento inicial) para as situações integro, instável e síntese.

Com esses ângulos calculados foi possível determinar a diferença entre o ângulo das vértebras antes e depois da aplicação de carga para todas as situações, as diferenças foram chamadas de DA_{T11_T12}, $DA_{T12-T13}$, DA_{T13-L1}, DA_{L1-L2} e DA_{L2-L3}. Foi calculada a média das três repetições da força registrada no instante em que o corpo de prova sofreu uma deformação de 15% de seu comprimento inicial paras as situações integro, instável e síntese.

7.6.3 Técnica de Desestabilização

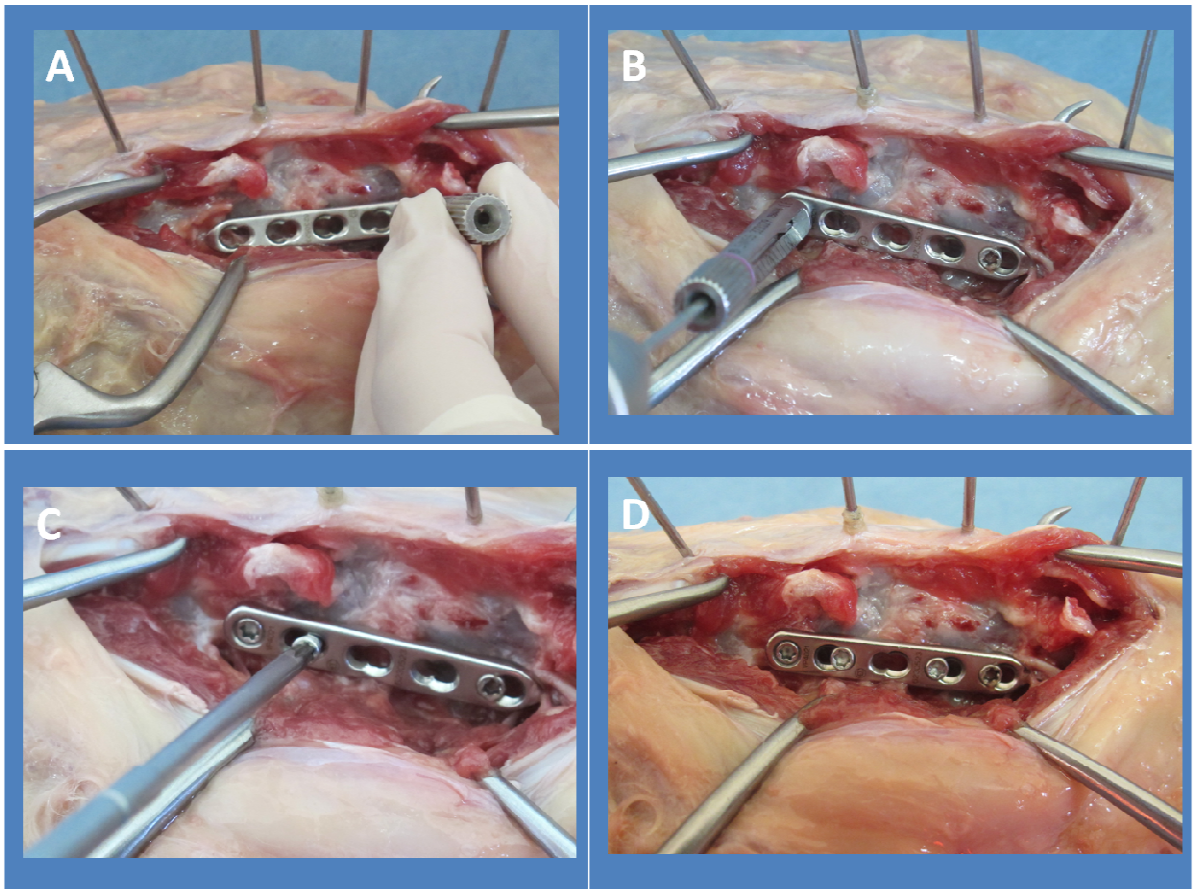
Antes do começo da técnica de desestabilização foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. A fim de promover instabilidade vertebral em todos os planos de movimento foi realizada desarticulação completa entre vértebras T13 e L1 seguindo técnica utilizada por Walker, Pierce e Welch (2002): dissecção aguda do disco intervertebral e ligamentos longitudinal dorsal, longitudinal ventral, supraespinhoso, interespinhoso e flavum com posterior ostectomia total das facetas articulares, utilizando uma goiva.

7.6.4 Técnica com Placa Bloqueada

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. Foi realizada a elevação periosteal dos músculos epaxiais e exposição dorsolateral de lâminas, pedículos, facetas, processos transversos (vértebras lombares) e cabeças costais (vértebras torácicas) até o nível do processo acessório. Após a exposição dos processos articulares e redução da luxação vertebral utilizando uma pinça de apreensão óssea nos processos espinhosos dorsais, foi inserida uma placa LCP (*Locking compression plate)* 2.4 mm na face dorsolateral direita do corpo vertebral, ventral à faceta articular, angulada de forma que os orifícios se projetassem ventralmente em direção ao corpo vertebral permitindo a colocação de dois parafusos em cada corpo vertebral adjacente ao foco da fratura/luxação. Após assentamento da placa foi

realizada colocação do guia de perfuração para o parafuso bloqueado do orifício cranial de T13, utilizando a furadeira Colibri[12] e uma broca 1.8 mm foi realizado perfuração monocortical no corpo vertebral com auxílio do arco cirúrgico[13], realizado retirada do guia e medição do furo com posterior colocação de parafuso auto-rosqueante de tamanho apropriado utilizando um torquímetro 0,8 Nm. O mesmo procedimento foi realizado no orifício caudal de L1 e depois nos outros dois orifícios restantes em T13 e L1 (Figuras 13 e 14).

Figura 13 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Placa Bloqueada – São Paulo – 2013

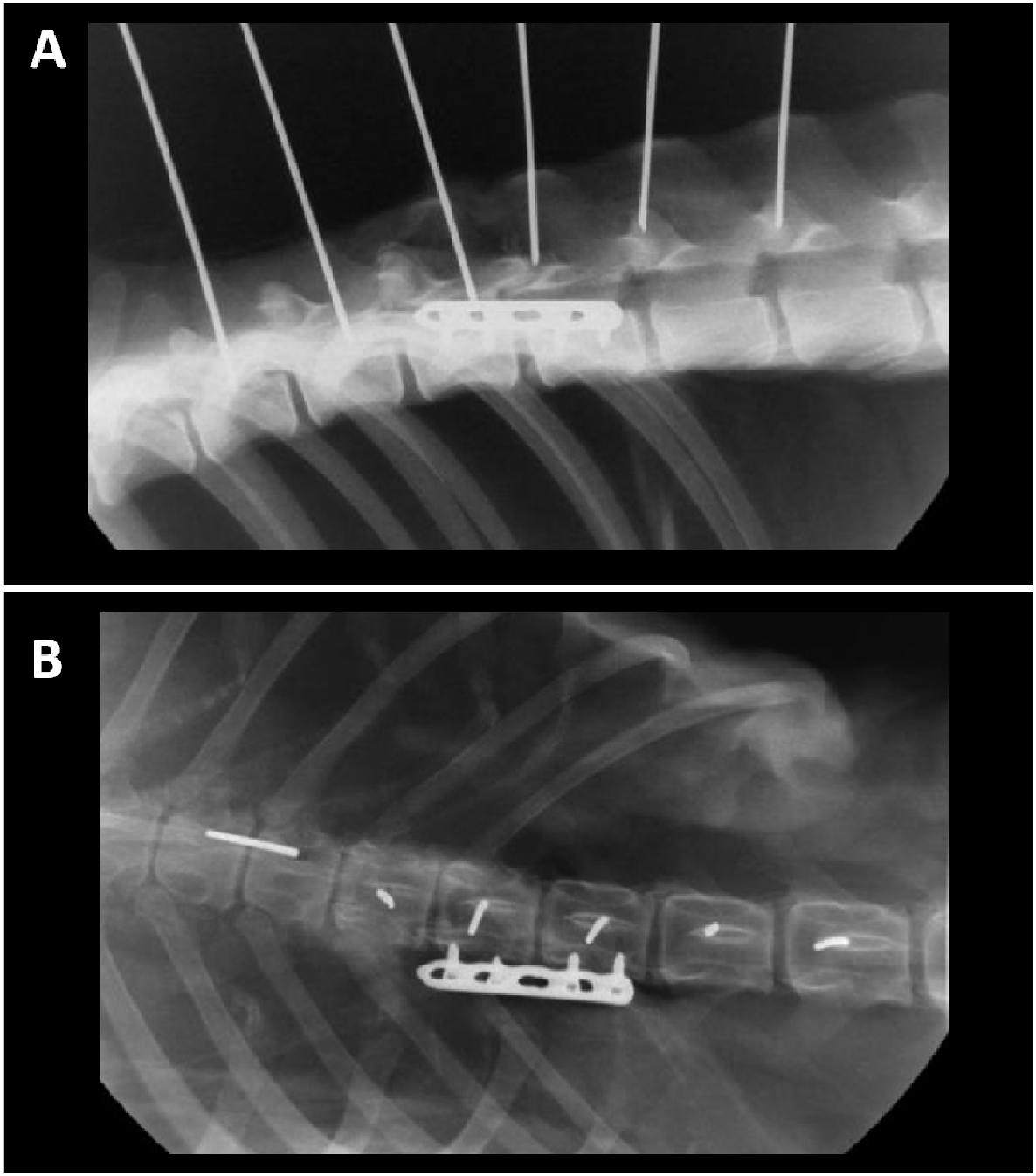


Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. posicionamento da placa após abordagem ao corpo vertebral, B. perfuração do corpo vertebral utilizando uma broca 1.8mm, C. inserção do parafuso monocortical autorosqueante, D. Placa Bloqueada fixada com dois parafusos em cada corpo vertebral.

[12] ©Synthes, Inc, São Paulo, Brasil
[13] GE HEALTHCARE, Modelo Brivo OEC 850, São Paulo, Brasil

Figura 14 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

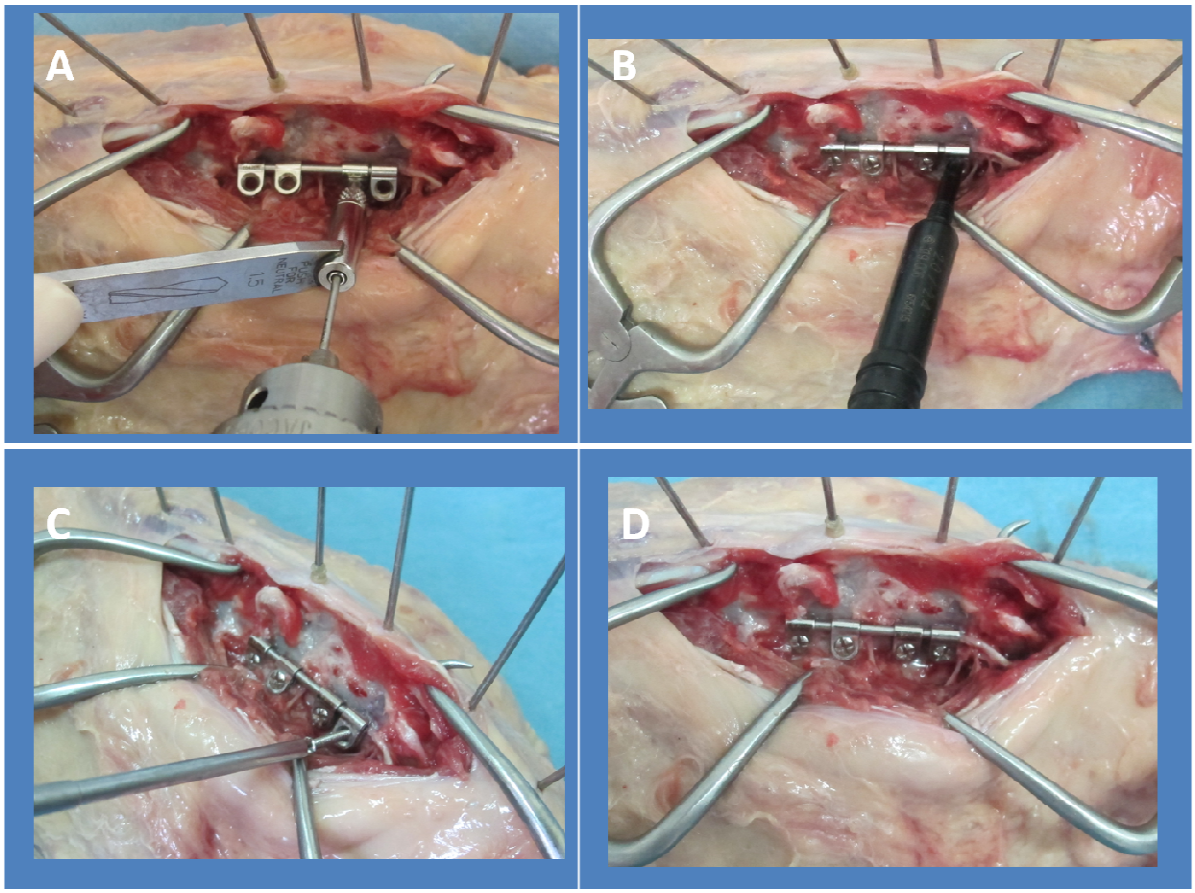
Legenda: A. projeção látero-lateral, B. projeção dorso-ventral.

7.6.5 Técnica com CRIF monocortical

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. Foi realizada a elevação periosteal dos músculos epaxiais e exposição dorsolateral de lâminas, pedículos, facetas, processos transversos (vértebras lombares) e cabeças costais (vértebras torácicas) até o nível do processo acessório. Após redução da luxação utilizando uma pinça de apreensão óssea nos processos espinhosos dorsais, uma haste 2.0 mm foi inserida na face dorsolateral direita do corpo vertebral, ventral à faceta articular, permitindo a colocação de dois *Clamps* em cada corpo vertebral adjacente ao foco da fratura/luxação. Após retorcimento e assentamento da haste, com auxílio de um instrumento especial foi realizada disposição dos *Clamps* de forma que os orifícios se projetassem ventralmente em direção ao corpo vertebral. No *Clamp* cranial de T13, utilizando o arco cirúrgico[14], com auxílio do guia de broca 1.5, foi realizado perfuração monocortical com broca 1.5 mm no corpo vertebral, realizado medição do furo e posterior colocação de parafuso 2.0 mm auto-rosqueante de tamanho apropriado. O mesmo procedimento foi realizado no *Clamp* caudal de L1 e depois nos outros dois *Clamps* restantes em T13 e L1 (Figuras 15 e 16).

[14] GE HEALTHCARE, Modelo Brivo OEC 850, São Paulo, Brasil

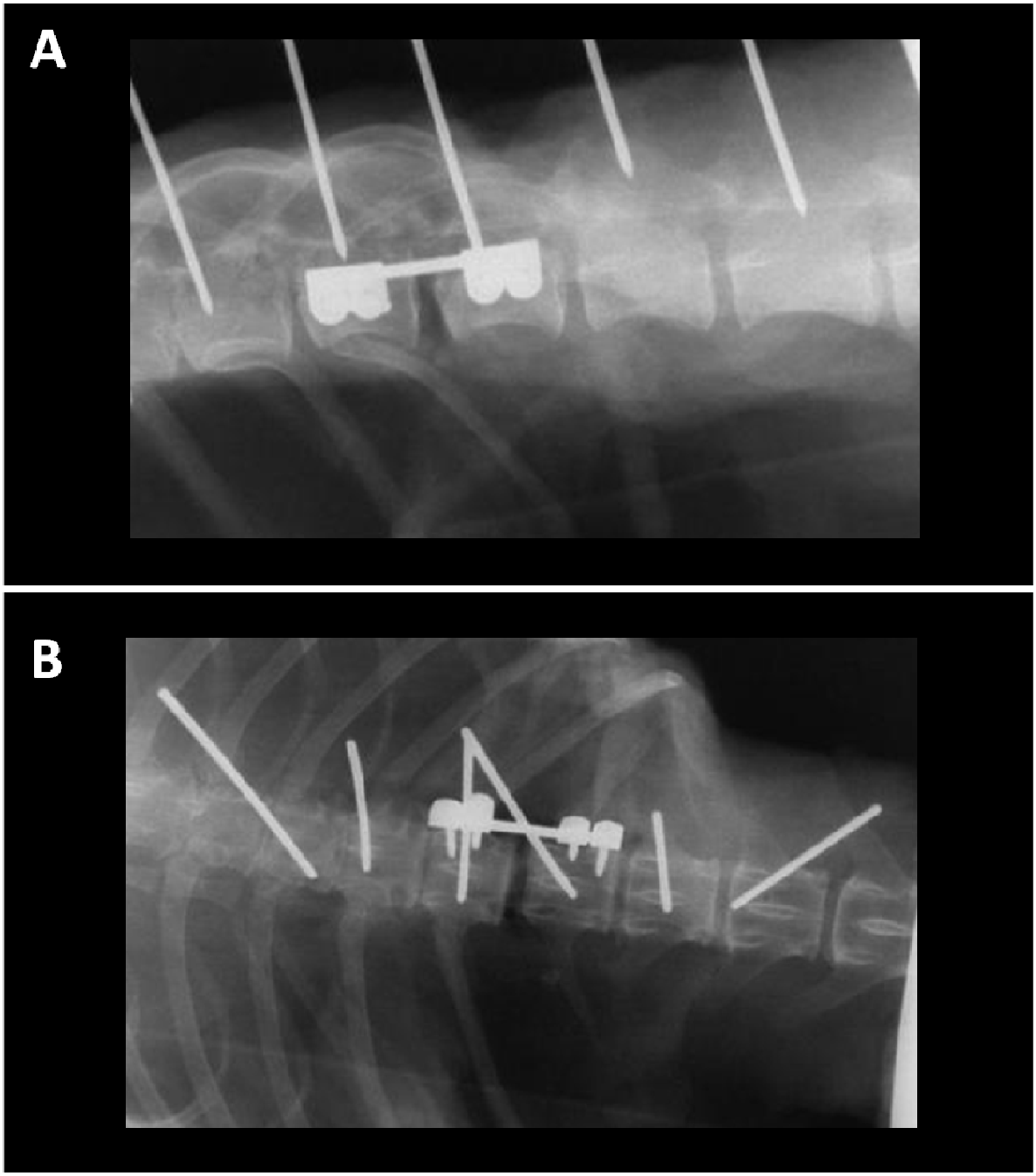
Figura 15 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com CRIF – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. posicionamento do CRIF e perfuração do corpo vertebral utilizando uma broca 1.5mm, B. medição da perfuração, C. inserção do parafuso autorosqueante, D. CRIF fixado com dois parafusos em cada corpo vertebral.

Figura 16 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013



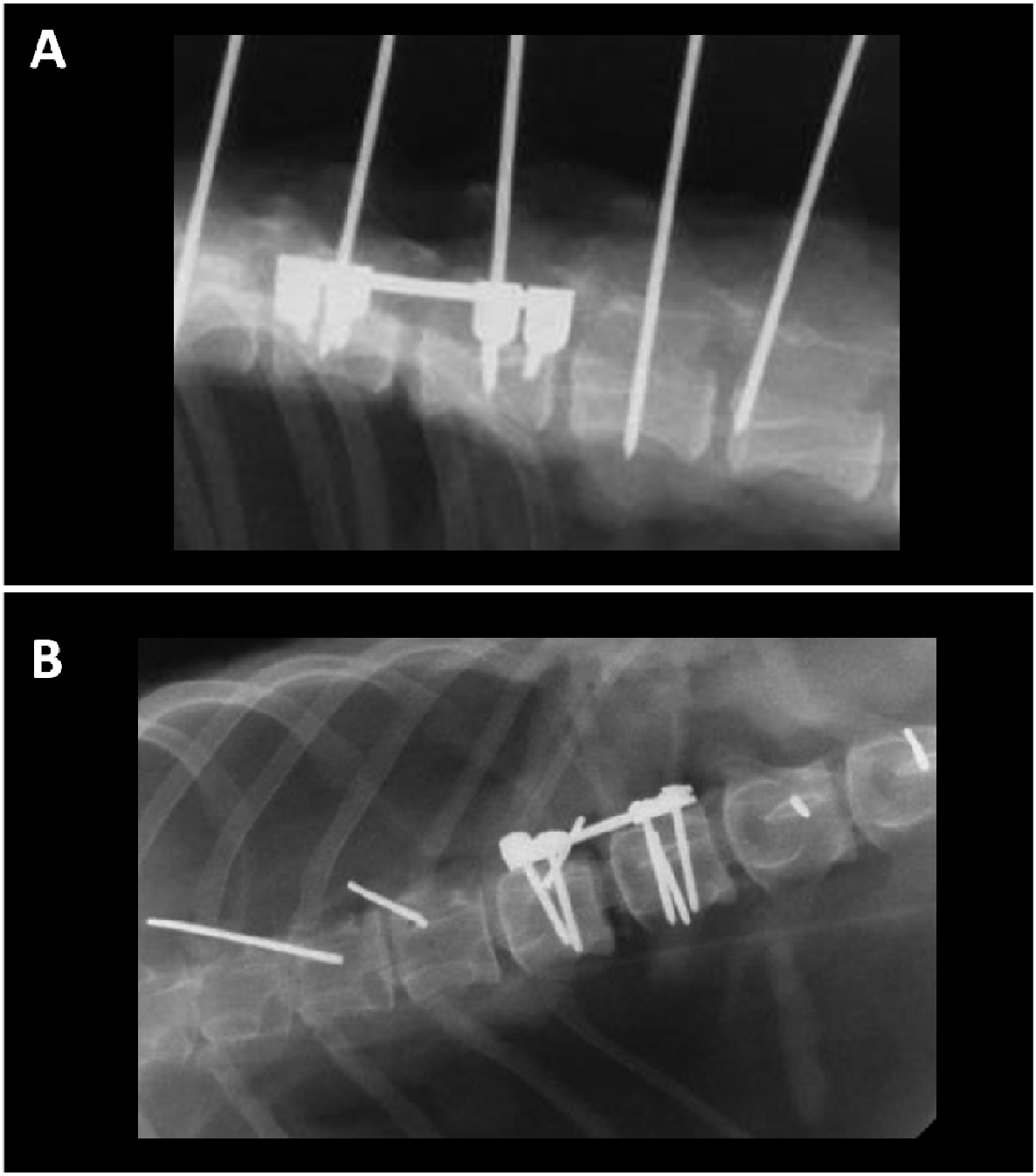
Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. projeção látero-lateral, B. projeção dorso-ventral.

7.6.6 Técnica com CRIF bicortical

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. Foi realizada a mesma técnica descrita para colocação do CRIF monocortical, exceto no momento da perfuração, que foi procedida de maneira bicortical com colocação de parafusos auto-rosqueantes 2.0 mm de tamanho apropriado, após medição (Figura 17).

Figura 17 - Imagens radiográficas da coluna obtidas pelo arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Legenda: A. projeção látero-lateral, B. projeção dorso-ventral.

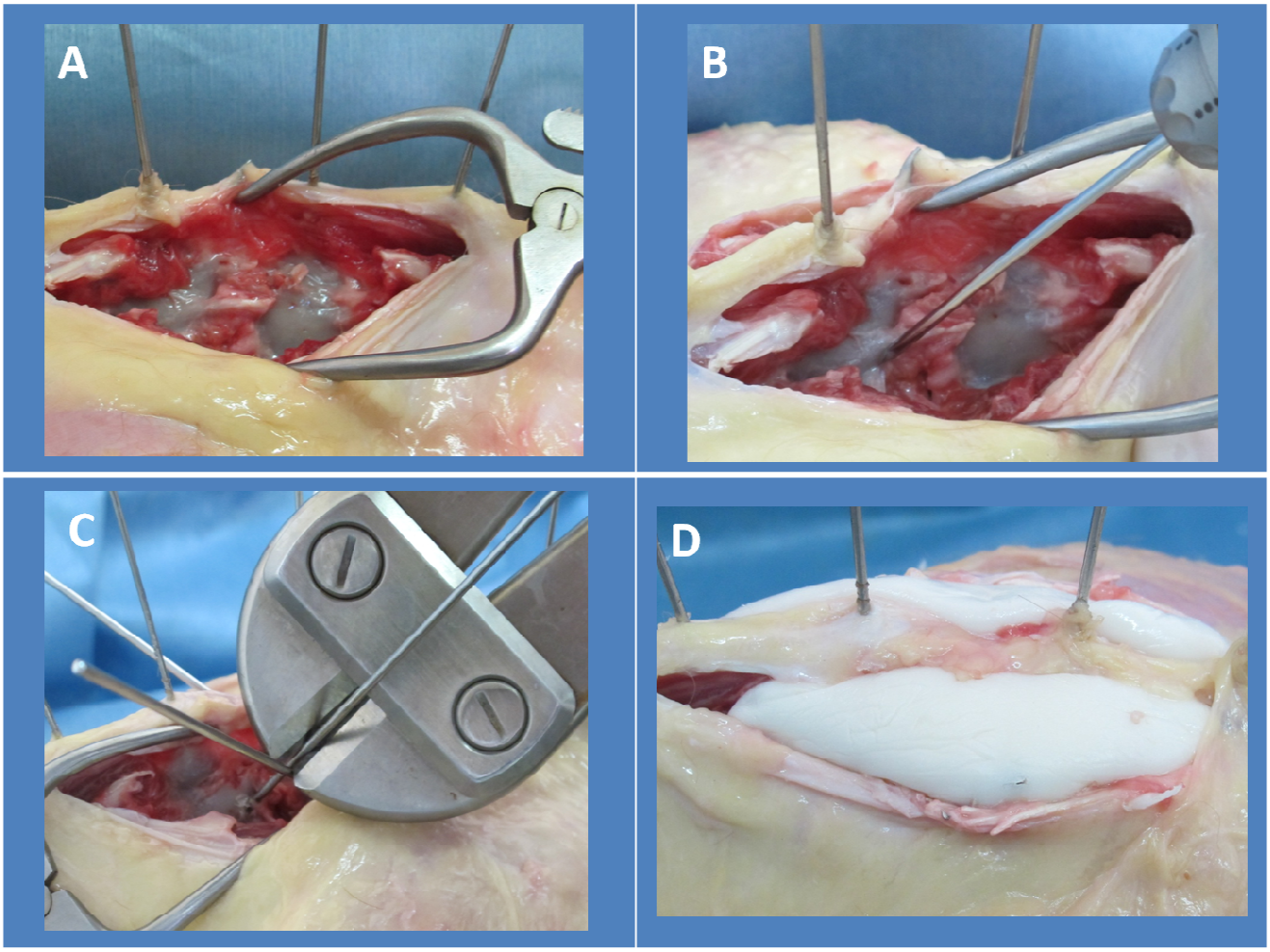
7.6.7 Técnica com Pinos e PMMA

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. Foi realizada a elevação periosteal dos músculos epaxiais a partir dos processos espinhosos dorsais, lâminas, facetas articulares e pedículos vertebrais. Dissecção ventral até o nível da fóvea costal dos processos transversos nas vértebras torácicas e até a base dos processos transversos nas vértebras lombares. Redução da luxação vertebral utilizando uma pinça de apreensão óssea nos processos espinhosos dorsais. Colocação dos pinos de Steinmann de 2mm nos corpos vertebrais de cada lado da luxação com a furadeira Colibri[15] e auxílio do arco cirúrgico[16] afim de minimizar invasão do canal medular e padronizar angulação dos pinos para resultados mais homogêneos. Em T13 os pinos foram colocados no sentido crânio-ventral e latero-medial em um ângulo de 30 a 35° através dos pedículos, utilizando o tubérculo das costelas e as bases dos processos acessórios e transversos como ponto de referência anatômico e em L1 foram colocados no sentido caudo-ventral e latero-medial em um ângulo de 30 a 35° diretamente no corpo vertebral também utilizando os processos acessórios e transversos como ponto de referência. Os pinos saíram cerca de 2 a 3 mm da face ventral do corpo vertebral e foram cortados 3 a 4 mm abaixo do nível dos processos espinhosos. Uma massa circular de 20g de cimento ósseo[17] foi colocada em cada lado das vértebras cobrindo todas as superfícies dos pinos de Steinmann (Figuras 18, 19 e 20).

---

[15] ©Synthes, Inc, São Paulo, Brasil
[16] GE HEALTHCARE, Modelo Brivo OEC 850, São Paulo, Brasil
[17] BAUMER ORTOPEDIA, Cimento ósseo acrílico ósteo-class, Mogi Mirim, SP, Brasil

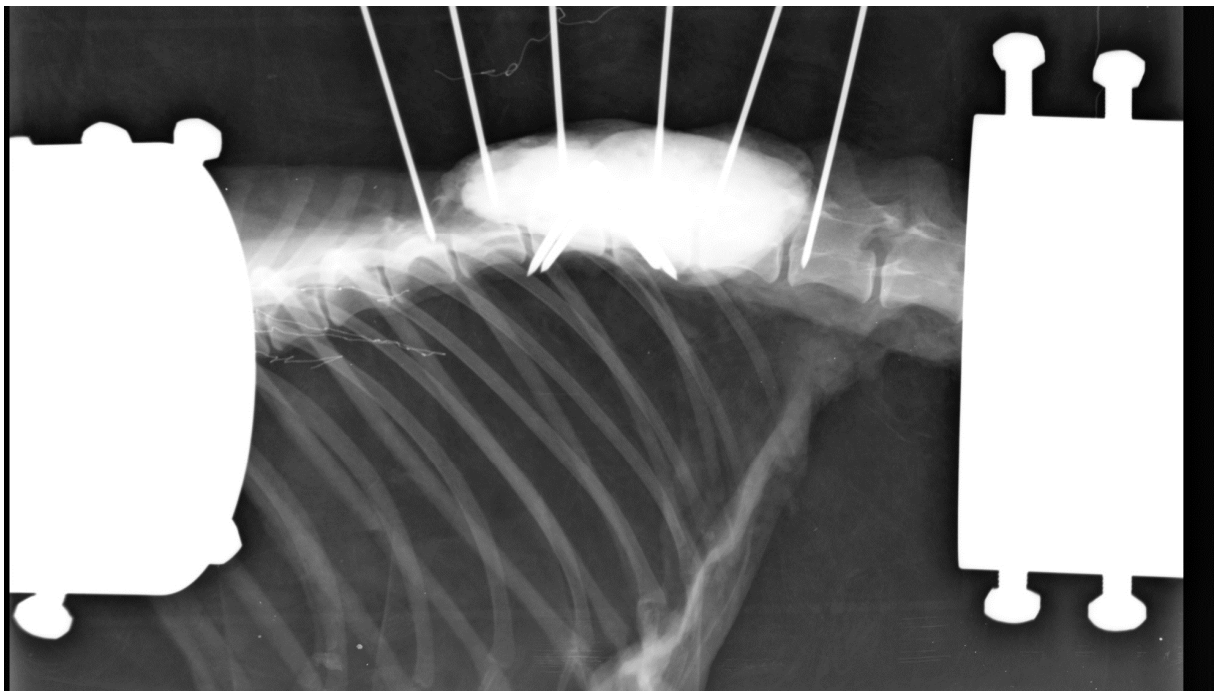
Figura 18 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

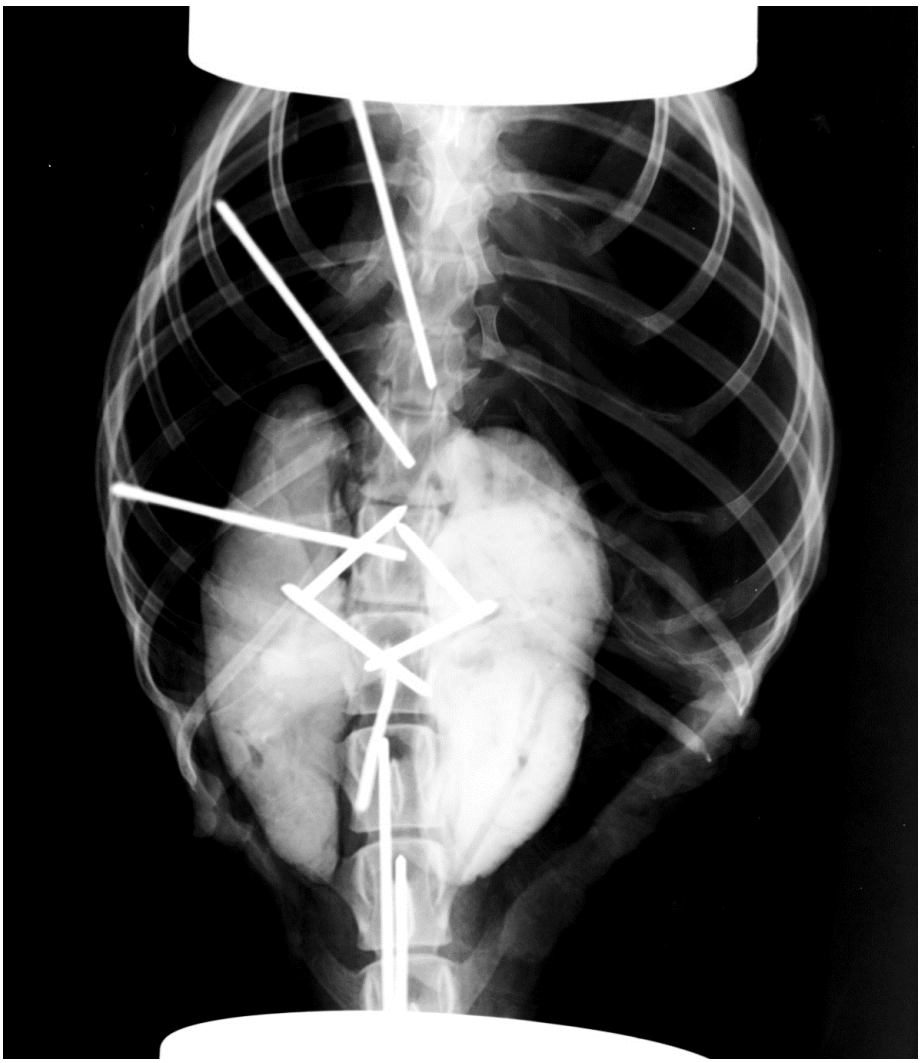
Legenda: A. elevação periosteal da musculatura , B. inserção dos pinos de Steinmann de 2mm a um angulo de 30 a 35°, C. corte dos pinos 3 a 4 mm abaixo do nível do processo espinhoso, D. colocação da massa de 20g de cimento ósseo em cada lado da vértebra.

Figura 19 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós cirúrgica da técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Figura 20 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós cirúrgica da técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

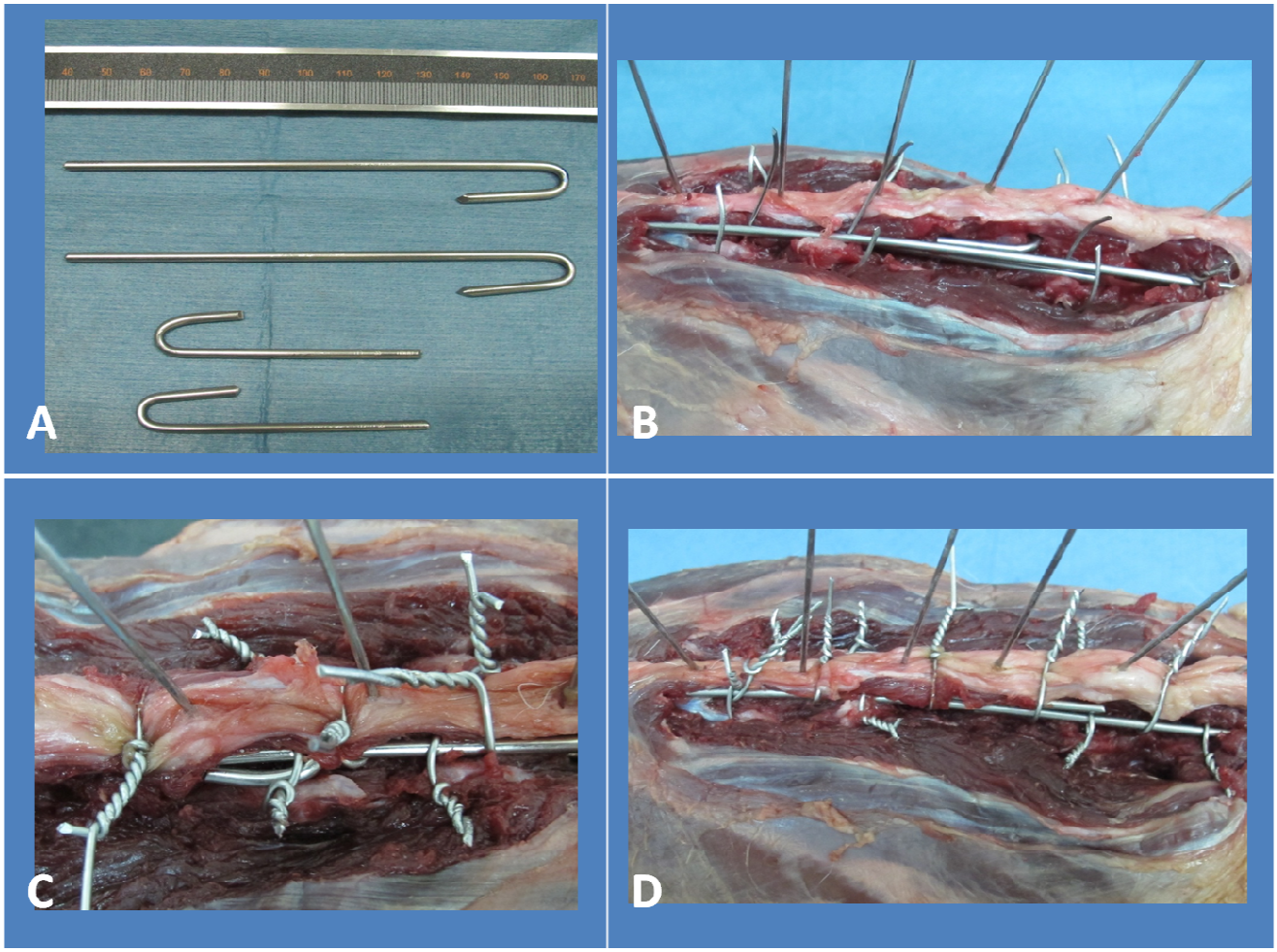
7.6.8 Técnica Segmentar Modificada

Antes do começo da técnica cirúrgica foi realizada remoção dos marcadores para evitar qualquer dano aos adesivos reflexivos. Foi realizada a elevação periosteal dos músculos epaxiais a partir de três processos espinhosos e três facetas articulares craniais e caudais à luxação. Redução da luxação vertebral utilizando uma pinça de apreensão óssea nos processos espinhosos dorsais. Com a furadeira Colibri[18] e broca 1.5 mm foram perfurados orifícios através das bases das facetas articulares e base dos processos espinhosos tangenciando a lâmina dorsal com ajuda do arco cirúrgico[19] para padronizar a perfuração. Fios de cerclagem de 1 mm foram colocados nos orifícios deixando as extremidades longas para depois envolver os pinos longitudinais. Um pino de Steinmann de 2,5 mm foi colocado no espaço entre os processos espinhosos e as facetas articulares das vértebras dissecadas, retorcido de forma que uma de suas pontas envolva o processo espinhoso de T11 e T12 e a outra ponta alcance L3. Da mesma forma, outro pino foi colocado no lado oposto, sendo retorcido envolvendo o processo espinhoso de L3 e L2 e sua outra extremidade terminando em T11. Os fios de cerclagem pré-colocados foram retorcidos e fechados ao redor dos pinos longitudinais (Figuras 21,22 e 23).

---

[18] ©Synthes, Inc, São Paulo, Brasil
[19] GE HEALTHCARE, Modelo Brivo OEC 850, São Paulo, Brasil

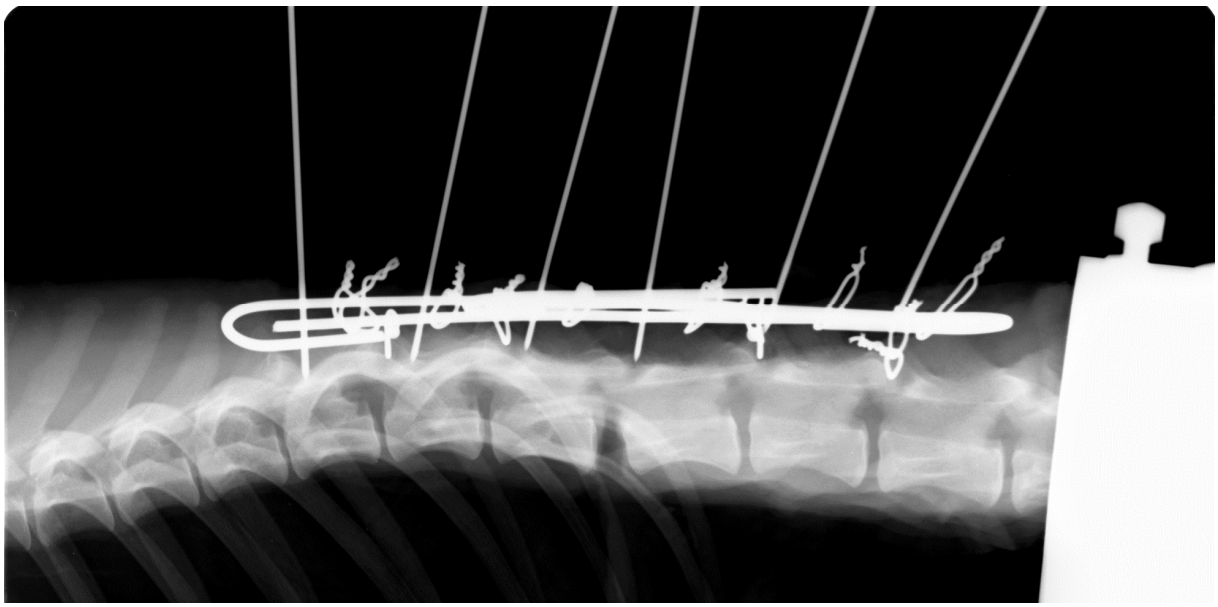
Figura 21 - Passos mais relevantes da técnica de estabilização da coluna toracolombar com Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

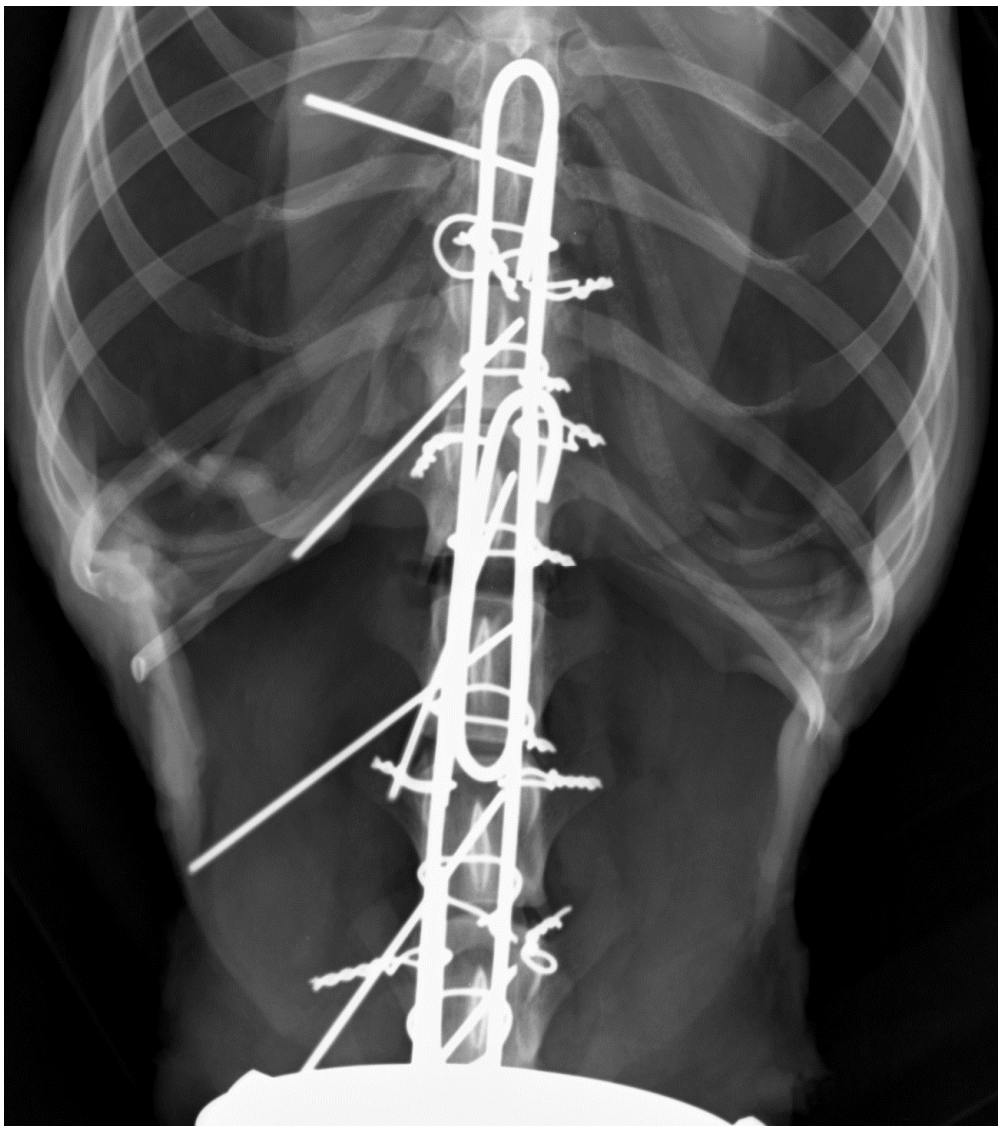
Legenda: A. elaboração dos pinos de Steinmann de 2.5mm retorcidos nas extremidades, B. perfuração na base das facetas articulares e inserção de fios de cerclagem de 1mm com posterior colocação dos pinos no espaço entre os processos espinhosos e facetas articulares, C. perfuração e inserção de fios de cerclagem de 1mm na base dos processos espinhosos, D. retorcimento da cerclagem sob os pinos de Steinmann.

Figura 22 - Imagem radiográfica da coluna na projeção látero-lateral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Estabilização Segmentar Modificada – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

Figura 23 - Imagem radiográfica da coluna na projeção dorso-ventral obtida no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para avaliação pós-cirúrgica da técnica Estabilização Segmentar Modificada – São Paulo – 2013

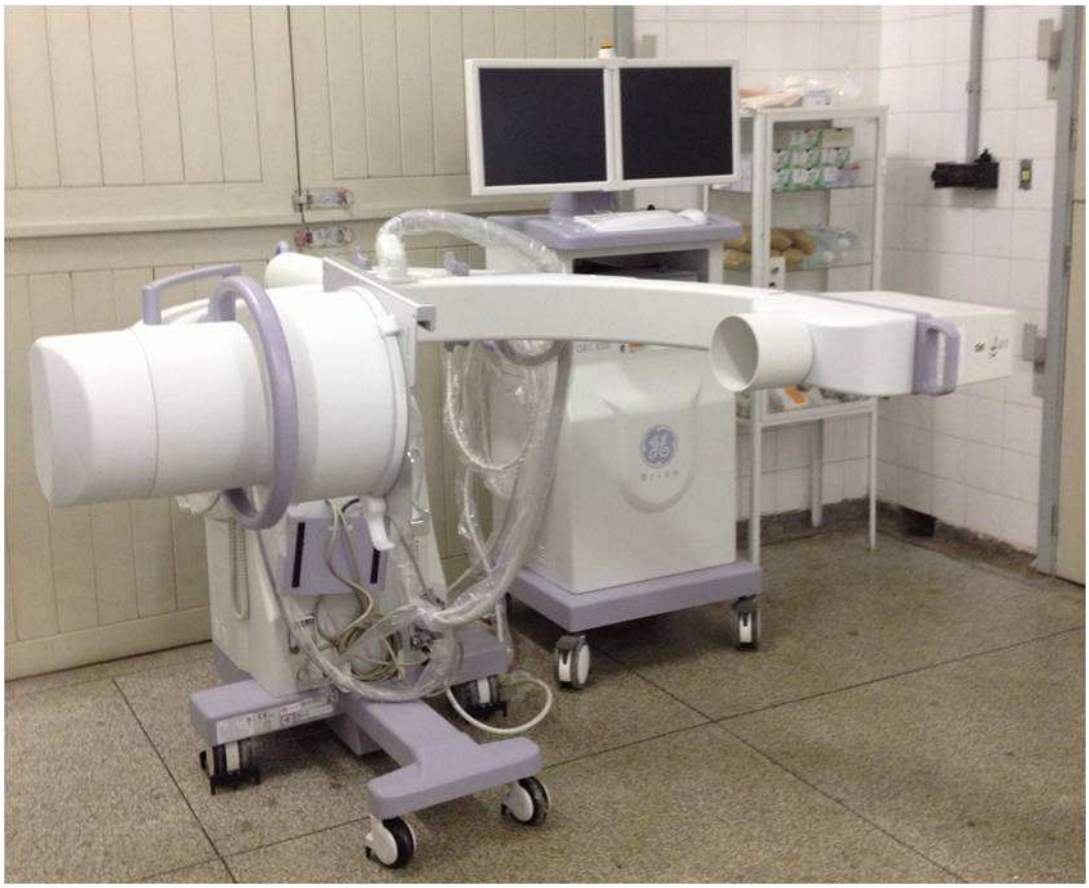


Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

7.7 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA PÓS-OPERATÓRIA

Após realização de cada técnicas de estabilização, as colunas eram radiografadas em projeção látero-lateral e dorso-ventral no Serviço de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, no mesmo aparelho[20] e com a mesma técnica realizada na radiografia pré-operatória, ou com o arco cirúrgico[21] (Figura 24). Estas imagens eram obtidas previamente ao ensaio biomecânico, para verificar a adequação da técnica cirúrgica.

Figura 24 - Imagem do arco cirúrgico do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Universidade de São Paulo utilizado para avaliação trans e pós-cirúrgica – São Paulo – 2013



Fonte: Valente de Figueiredo, A. (2013)

[20] TECNO DESIGNER, Modelo TD 500/125, São Paulo, Brasil
[21] GE HEALTHCARE, Modelo Brivo OEC 850, São Paulo, Brasil

7.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram digitados os dados no programa Microsoft Excel® e posteriormente exportados para análise estatística para o programa Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 18.0. Para avaliar a distribuição das variáveis foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov resultando que a variável *"diferença da força"* teve uma distribuição assimétrica e a *"diferença dos ângulos"* simétrica. Foram descritas as variáveis pela média, mediana, desvio padrão, valor mínimo e máximo. As médias das diferenças dos ângulos foram comparadas pelo teste de Análise de Variância (ANOVA) seguido pelo teste post hoc de Tukey para realizar as comparações múltiplas. Já para a diferença da força, por ter distribuição assimétrica, utilizamos o teste de Kruskal-Wallis para a comparação entre grupos e em caso de significância estatística foi realizada uma transformação por postos da variável para podermos utilizar o teste post hoc de Tukey nas comparações múltiplas. Foi considerado como estatisticamente significativo um valor de P inferior a 0,05.

Para as variáveis com distribuição simétrica (ângulos), a melhor medida de descrição é a média, e o teste ANOVA compara estas médias. Quando o ANOVA apresenta significativo (valor P menor que 0,05) dizemos que tem pelo menos uma média diferente das outras, e o teste Tukey localiza entre quais grupos está a diferença. Para as variáveis com distribuição assimétrica, a melhor medida descritiva é a mediana (valor que divide a distribuição dos dados em dois), para as quais utilizamos a comparação da distribuição destas variáveis o teste de Kruskal-Wallis. Quando este apresenta significativo (P menor que 0,05) transformamos a variável "diferença da força" em postos, ou seja, assim como em uma corrida de carro, aquele que possui menor valor de força fica com o valor 1, e assim sucessivamente. Podemos considerar que estes postos têm uma distribuição simétrica e podemos utilizar, portanto, o teste de Tukey que exige simetria da variável.

Resultados

8 RESULTADOS

Trata-se de observações de 34 colunas, sendo dezenove machos e quinze fêmeas; as raças envolvidas foram Poodle (4), Cocker Spaniel Inglês (3), SRD (18), Shih Tzu (1), Fox Paulistinha (1), Yorkshire Terrier (3), Spitz Alemão (1), Dachshund (2) e Schnauzer (1). A média de idade foi de 6,35 anos, e a média de peso de 8,71 kg. Para cada uma calculamos uma média de três ensaios nas situações “íntegra”, “instável” e “síntese”, ficando então, com 34 observações em cada uma das situações. Temos sete observações em cada situação para as técnicas Placa Bloqueada, CRIF bicortical, Pinos e Cimento Ósseo e Segmentar, e seis observações em cada situação para a técnica CRIF monocortical.

Não houve complicações durante a realização das técnicas cirúrgicas, e não houve falha de implantes durante a realização dos ensaios biomecânicos.

Na tabela 1, apresenta-se a comparação da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Placa Bloqueada. Vemos que houve diferença estatísticamente significativa entre as médias das diferenças dos ângulos 3/4 entre as situações instável e síntese (P=0,008).

Tabela 1 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013

Diferença		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Íntegra	Média	10,23	9,33	10,36	5,39	3,67
	Mediana	9,50	11,20	10,93	5,33	3,70
	DP	2,83	4,16	4,25	1,92	1,73
	Mínimo	5,43	2,47	3,20	2,80	0,57
	Máximo	14,23	13,57	15,37	7,60	6,27
Instável	Média	8,79	9,15	**16,23**	5,07	3,29
	Mediana	8,80	9,77	16,77	4,40	2,67
	DP	2,96	4,76	5,97	2,51	3,20
	Mínimo	5,47	1,27	8,40	1,70	0,07
	Máximo	13,00	15,90	25,67	8,83	9,43
Sintese	Média	10,35	10,95	**6,78**	7,56	5,64
	Mediana	9,83	11,17	5,37	8,00	5,27
	DP	2,04	5,32	4,56	2,45	2,75
	Mínimo	7,40	2,77	2,17	4,03	2,07
	Máximo	12,73	18,60	13,70	11,77	10,33
Valor P		0,483	0,743	**0,008**	0,118	0,227

Valor P obtido através da Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 2, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as situações na técnica placa bloqueada. Vemos que não houve uma diferença estatísticamente significativa (P=0,108) entre as situações.

Tabela 2 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Placa Bloqueada – São Paulo – 2013

Diferença		Força
Íntegra	Média	-47,79
	Mediana	-38,06
	DP	19,31
	Mínimo	-80,17
	Máximo	-28,57
Instável	Média	-27,76
	Mediana	-24,78
	DP	10,99
	Mínimo	-39,92
	Máximo	-11,97
Síntese	Média	-35,56
	Mediana	-33,20
	DP	9,65
	Mínimo	-48,99
	Máximo	-21,91
Valor P		**0,108**

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 3, apresenta-se a comparação das diferenças dos ângulos entre as situações na técnica CRIF monocortical e vemos que há diferença estatísticamente significativa nas diferenças dos ângulos 1/2, 2/3 e 3/4. A diferença para o ângulo 1/2 está entre as médias das situações íntegra e instável (P=0,005), e íntegra e síntese (P=0,018). Para o ângulo 2/3 a diferença está entre as médias das situações íntegra e instável (P<0,001), e íntegra e síntese (P<0,001) . Para o ângulo 3/4 a diferença está entre as médias das situações íntegra e instável (P=0,001), e íntegra e síntese (P=0,013) .

Tabela 3 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013

Diferença		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Íntegra	Média	**7,11**	**11,69**	**9,58**	6,94	4,83
	Mediana	7,28	11,95	10,23	7,38	4,45
	DP	1,34	1,58	1,22	2,96	2,68
	Mínimo	5,17	9,67	7,70	2,07	1,63
	Máximo	8,93	13,77	10,50	10,17	8,53
Instável	Média	**4,12**	**6,14**	**17,72**	4,31	3,25
	Mediana	4,13	6,17	19,68	4,12	2,62
	DP	0,98	0,91	4,34	2,21	2,46
	Mínimo	2,40	4,60	9,13	1,00	0,97
	Máximo	5,33	7,07	20,33	7,90	7,00
Síntese	Média	**4,64**	**7,18**	**15,14**	4,51	3,69
	Mediana	4,50	7,68	14,17	4,83	3,98
	DP	1,69	1,28	2,37	2,05	1,20
	Mínimo	2,47	5,40	13,10	1,83	1,90
	Máximo	6,63	8,30	18,50	6,73	5,03
Valor P		**0,004**	**<0,001**	**0,001**	0,150	0,460

Valor P obtido através da Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 4, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as situações na técnica CRIF monocortical, tendo diferença estatísticamente significativa entre as médias (P=0,012). O teste post hoc de Tukey aponta uma diferença entre as situações íntegra e instável (P=0,001), e entre as situações íntegra e síntese (P=0,007).

Tabela 4 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica CRIF monocortical – São Paulo – 2013

Diferença		Força
Íntegra	Média	-37,44
	Mediana	**-37,76**
	DP	14,03
	Mínimo	-53,69
	Máximo	-21,84
Instável	Média	-13,67
	Mediana	**-13,97**
	DP	5,16
	Mínimo	-20,92
	Máximo	-6,47
Síntese	Média	-16,96
	Mediana	**-18,06**
	DP	7,36
	Mínimo	-24,79
	Máximo	-7,42
Valor P		**0,012**

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP= desvio padrão.

Na tabela 5, apresenta-se a diferença dos ângulos entre as situações na técnica CRIF bicortical. Há diferença estatisticamente significativa no ângulo 1/2 entre as situações íntegra e instável (P=0,001). Na diferença do ângulo 2/3 houve uma diferença estatisticamente significativa entre as situações instável e íntegro (P=0,002). Na diferença do ângulo 3/4 houve uma diferença estatisticamente significativa entre as situações instável e integro (P=0,010) e instável e síntese (P=0,003). No ângulo 5/6 houve uma diferença estatisticamente significativa entre as situações instável e síntese (P=0,033).

Tabela 5 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013

Diferença		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Íntegra	Média	**8,31**	**11,19**	**9,18**	5,18	3,70
	Mediana	7,53	12,40	10,30	4,87	3,07
	DP	1,53	3,20	3,15	2,79	2,13
	Mínimo	6,47	6,63	3,13	2,33	1,10
	Máximo	10,33	15,13	11,80	10,73	7,70
Instável	Média	**4,58**	**6,17**	**17,16**	3,56	**1,95**
	Mediana	4,63	6,20	18,50	2,77	1,97
	DP	1,52	1,43	5,88	2,22	0,98
	Mínimo	1,73	4,07	6,13	1,93	0,60
	Máximo	6,57	7,60	24,37	8,33	3,53
Síntese	Média	6,57	8,91	**7,93**	6,10	**4,63**
	Mediana	6,80	8,97	8,07	4,27	3,17
	DP	1,65	2,12	3,92	4,35	2,11
	Mínimo	3,33	6,17	4,03	2,20	2,73
	Máximo	8,30	11,77	14,80	12,33	7,10
Valor P		**0,001**	**0,003**	**0,002**	0,353	**0,039**

Valor P obtido através da Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 6, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as situações na técnica CRIF bicortical. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as situações (P=0,105).

Tabela 6 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica CRIF bicortical – São Paulo – 2013

Diferença		Força
Íntegra	Média	-31,96
	Mediana	-29,55
	DP	17,37
	Mínimo	-50,30
	Máximo	-9,77
Instável	Média	-14,39
	Mediana	-14,74
	DP	6,25
	Mínimo	-20,99
	Máximo	-4,84
Síntese	Média	-19,35
	Mediana	-21,92
	DP	11,90
	Mínimo	-38,75
	Máximo	-6,37
Valor P		**0,105**

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 7, apresenta-se a comparação da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo. Vemos que houve diferença estatísticamente significativa entre as médias das situações instável e síntese na diferença do ângulo 1/2 (P=0,021). Para o ângulo 3/4 houve diferença estatisticamente significativa entre instável e íntegra (P<0,001), e instável e síntese (P<0,001).

Tabela 7 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013

Diferença		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Íntegra	Média	8,00	10,41	**9,82**	6,58	3,13
	Mediana	8,47	10,93	10,50	7,03	2,77
	DP	2,05	2,98	1,95	3,50	2,69
	Mínimo	5,53	5,30	6,57	2,90	0,13
	Máximo	10,47	14,10	12,20	12,43	7,90
Instável	Média	**5,42**	6,55	**17,58**	4,83	2,02
	Mediana	5,23	7,03	18,00	4,73	1,57
	DP	1,57	2,07	1,63	2,12	1,70
	Mínimo	3,50	2,43	15,53	2,47	0,10
	Máximo	7,70	8,73	20,17	8,83	4,87
Síntese	Média	**8,50**	6,74	**8,41**	6,20	4,76
	Mediana	8,23	5,13	8,50	5,57	4,17
	DP	2,12	4,07	4,39	3,68	1,82
	Mínimo	5,73	2,30	3,30	2,43	2,70
	Máximo	11,63	13,40	16,13	12,33	7,47
Valor P		**0,017**	0,058	**<0,001**	0,565	0,077

Valor P obtido pela Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 8, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as situações (P= 0,134).

Tabela 8 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Pinos e Cimento Ósseo – São Paulo – 2013

Diferença		Força
Íntegra	Média	-54,47
	Mediana	-52,05
	DP	22,88
	Mínimo	-83,13
	Máximo	-24,67
Instável	Média	-33,65
	Mediana	-25,15
	DP	33,08
	Mínimo	-105,91
	Máximo	-10,50
Síntese	Média	-41,66
	Mediana	-38,37
	DP	17,95
	Mínimo	-70,61
	Máximo	-16,41
Valor P		0,134

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 9, apresenta-se a comparação da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Segmentar. Para o ângulo 2/3 vemos uma diferença estatisticamente significativa entre as médias estando esta diferença localizada entre as situações íntegra e síntese (P<0,001), instável e síntese (P=0,013), e íntegra e instável (P=0,009). No ângulo 3/4 vemos uma diferença estatisticamente significativa entre as médias (P=0,022) sendo esta localizada entre as situações íntegra e instável (P=0,042), e entre as situações instável e síntese (P=0,037).

Tabela 9 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as situações na técnica Segmentar – São Paulo – 2013

Diferença		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Íntegra	Média	8,21	**12,26**	**8,32**	5,95	2,80
	Mediana	8,87	12,07	8,97	7,13	2,77
	DP	2,52	2,23	4,64	3,10	2,52
	Mínimo	4,60	9,73	-1,10	1,07	-1,70
	Máximo	11,40	15,73	14,07	9,37	5,30
Instável	Média	5,31	**7,37**	**16,14**	4,30	1,72
	Mediana	5,00	7,93	15,23	4,13	2,27
	DP	2,18	2,00	6,68	4,03	1,93
	Mínimo	1,67	4,43	4,67	-1,33	-1,07
	Máximo	8,10	10,40	25,70	11,93	4,30
Síntese	Média	6,90	**2,72**	**8,15**	2,80	3,59
	Mediana	6,43	0,07	9,10	1,47	3,37
	DP	2,55	3,60	5,07	3,60	1,89
	Mínimo	2,70	-0,33	1,17	-1,43	1,13
	Máximo	10,23	7,03	14,83	9,60	6,97
Valor P		0,109	**<0,001**	**0,022**	0,287	0,284

Valor P obtido pela Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 10, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as situações na técnica segmentar. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as situações (P= 0,139).

Tabela 10 - Tabela comparativa da diferença da força entre as situações na técnica Segmentar – São Paulo – 2013

Diferença		Força
Íntegra	Média	-54,68
	Mediana	-21,68
	DP	57,99
	Mínimo	-177,50
	Máximo	-18,18
Instável	Média	-27,42
	Mediana	-11,02
	DP	28,97
	Mínimo	-86,30
	Máximo	-5,88
Síntese	Média	-57,26
	Mediana	-55,64
	DP	36,96
	Mínimo	-115,72
	Máximo	-22,72
Valor P		0,139

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 11, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as técnicas na situação íntegra. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas para nenhum ângulo.

Tabela 11 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Íntegro – São Paulo – 2013

Técnica		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Placa Bloqueada	Média	10,23	9,33	10,36	5,39	3,67
	Mediana	9,50	11,20	10,93	5,33	3,70
	DP	2,83	4,16	4,25	1,92	1,73
	Mínimo	5,43	2,47	3,20	2,80	0,57
	Máximo	14,23	13,57	15,37	7,60	6,27
CRIF monocortical	Média	7,11	11,69	9,58	6,94	4,83
	Mediana	7,28	11,95	10,23	7,38	4,45
	DP	1,34	1,58	1,22	2,96	2,68
	Mínimo	5,17	9,67	7,70	2,07	1,63
	Máximo	8,93	13,77	10,50	10,17	8,53
CRIF bicortical	Média	8,31	11,19	9,18	5,18	3,70
	Mediana	7,53	12,40	10,30	4,87	3,07
	DP	1,53	3,20	3,15	2,79	2,13
	Mínimo	6,47	6,63	3,13	2,33	1,10
	Máximo	10,33	15,13	11,80	10,73	7,70
Pinos e Cimento Ósseo	Média	8,00	10,41	9,82	6,58	3,13
	Mediana	8,47	10,93	10,50	7,03	2,77
	DP	2,05	2,98	1,95	3,50	2,69
	Mínimo	5,53	5,30	6,57	2,90	0,13
	Máximo	10,47	14,10	12,20	12,43	7,90
Segmentar	Média	8,21	12,26	8,32	5,95	2,80
	Mediana	8,87	12,07	8,97	7,13	2,77
	DP	2,52	2,23	4,64	3,10	2,52
	Mínimo	4,60	9,73	-1,10	1,07	-1,70
	Máximo	11,40	15,73	14,07	9,37	5,30
Valor P		0,139	0,422	0,835	0,775	0,612

Valor P obtido pela Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 12, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as técnicas na situação íntegra, que não teve diferença estatisticamente significativa.

Tabela 12 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação Íntegro – São Paulo – 2013

Técnica		Força
Placa bloqueada	Média	-47,79
	Mediana	-38,06
	DP	19,31
	Mínimo	-80,17
	Máximo	-28,57
CRIF monocortical	Média	-37,44
	Mediana	-37,76
	DP	14,03
	Mínimo	-53,69
	Máximo	-21,84
CRIF bicortical	Média	-31,96
	Mediana	-29,55
	DP	17,37
	Mínimo	-50,30
	Máximo	-9,77
Pinos e Cimento Ósseo	Média	-54,47
	Mediana	-52,05
	DP	22,88
	Mínimo	-83,13
	Máximo	-24,67
Segmentar Modificada	Média	-54,68
	Mediana	-21,68
	DP	57,99
	Mínimo	-177,50
	Máximo	-18,18
Valor P		0,323

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 13, apresenta-se a comparação da diferença os ângulos entre as técnicas na situação instável. Houve diferença estatisticamente significativa entre as técnicas para o ângulo 1/2. A diferença é entre a Placa Bloqueada e o resto das técnicas. As significâncias estatísticas são para a Placa bloqueada versus CRIF monocortical (P=0,002), CRIF bicortical (P=0,004), Pinos e Cimento Ósseo (P=0,027) e Segmentar (P=0,021).

Tabela 13 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Instável – São Paulo – 2013

Técnica		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Placa bloqueada	Média	**8,79**	9,15	16,23	5,07	3,29
	Mediana	8,80	9,77	16,77	4,40	2,67
	DP	2,96	4,76	5,97	2,51	3,20
	Mínimo	5,47	1,27	8,40	1,70	0,07
	Máximo	13,00	15,90	25,67	8,83	9,43
CRIF monocortical	Média	**4,12**	6,14	17,72	4,31	3,25
	Mediana	4,13	6,17	19,68	4,12	2,62
	DP	0,98	0,91	4,34	2,21	2,46
	Mínimo	2,40	4,60	9,13	1,00	0,97
	Máximo	5,33	7,07	20,33	7,90	7,00
CRIF bicortical	Média	**4,58**	6,17	17,16	3,56	1,95
	Mediana	4,63	6,20	18,50	2,77	1,97
	DP	1,52	1,43	5,88	2,22	0,98
	Mínimo	1,73	4,07	6,13	1,93	0,60
	Máximo	6,57	7,60	24,37	8,33	3,53
Pinos e Cimento Ósseo	Média	**5,42**	6,55	17,58	4,83	2,02
	Mediana	5,23	7,03	18,00	4,73	1,57
	DP	1,57	2,07	1,63	2,12	1,70
	Mínimo	3,50	2,43	15,53	2,47	0,10
	Máximo	7,70	8,73	20,17	8,83	4,87
Segmentar Modificada	Média	**5,31**	7,37	16,14	4,30	1,72
	Mediana	5,00	7,93	15,23	4,13	2,27
	DP	2,18	2,00	6,68	4,03	1,93
	Mínimo	1,67	4,43	4,67	-1,33	-1,07
	Máximo	8,10	10,40	25,70	11,93	4,30
Valor P		**0,001**	0,211	0,968	0,863	0,521

Valor P obtido pela Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

Na tabela 14, apresenta-se a comparação da diferença da força entre as técnicas na situação instável, onde não houve diferença estatisticamente significativa entre as distribuições.

Tabela 14 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação Instável – São Paulo – 2013

Técnica		Força
Placa bloqueada	Média	-27,76
	Mediana	-24,78
	DP	10,99
	Mínimo	-39,92
	Máximo	-11,97
CRIF monocortical	Média	-13,67
	Mediana	-13,97
	DP	5,16
	Mínimo	-20,92
	Máximo	-6,47
CRIF bicortical	Média	-14,39
	Mediana	-14,74
	DP	6,25
	Mínimo	-20,99
	Máximo	-4,84
Pinos e Cimento Ósseo	Média	-33,65
	Mediana	-25,15
	DP	33,08
	Mínimo	-105,91
	Máximo	-10,50
Segmentar Modificada	Média	-27,42
	Mediana	-11,02
	DP	28,97
	Mínimo	-86,30
	Máximo	-5,88
Valor P		0,124

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Na tabela 15, apresenta-se a comparação da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação síntese. Vemos que houve uma diferença estatísticamente significativa para os ângulos 1/2, 2/3 e 3/4 (P<0,001, P=0,004 e P=0,012) respectivamente. Para a diferença do ângulo 1/2 o teste post hoc de Tukey aponta esta diferença entre as técnicas Placa bloqueada e CRIF bicortical (P=0,014), Placa bloqueada e CRIF monocortical (P<0,001), CRIF monocortical e Pinos e Cimento Ósseo (P=0,016), e Placa bloqueada e segmentar (P=0,028). Para a diferença do ângulo 2/3, o teste post hoc de Tukey aponta esta diferença entre as técnicas CRIF bicortical e segmentar (P=0,026), e Placa bloqueada e segmentar (P=0,002). Para a diferença do ângulo 3/4 há diferença entre as técnicas CRIF bicortical e CRIF monocortical (P=0,034), Placa bloqueada e CRIF monocortical (P=0,010), CRIF monocortical e segmentar (P=0,042).

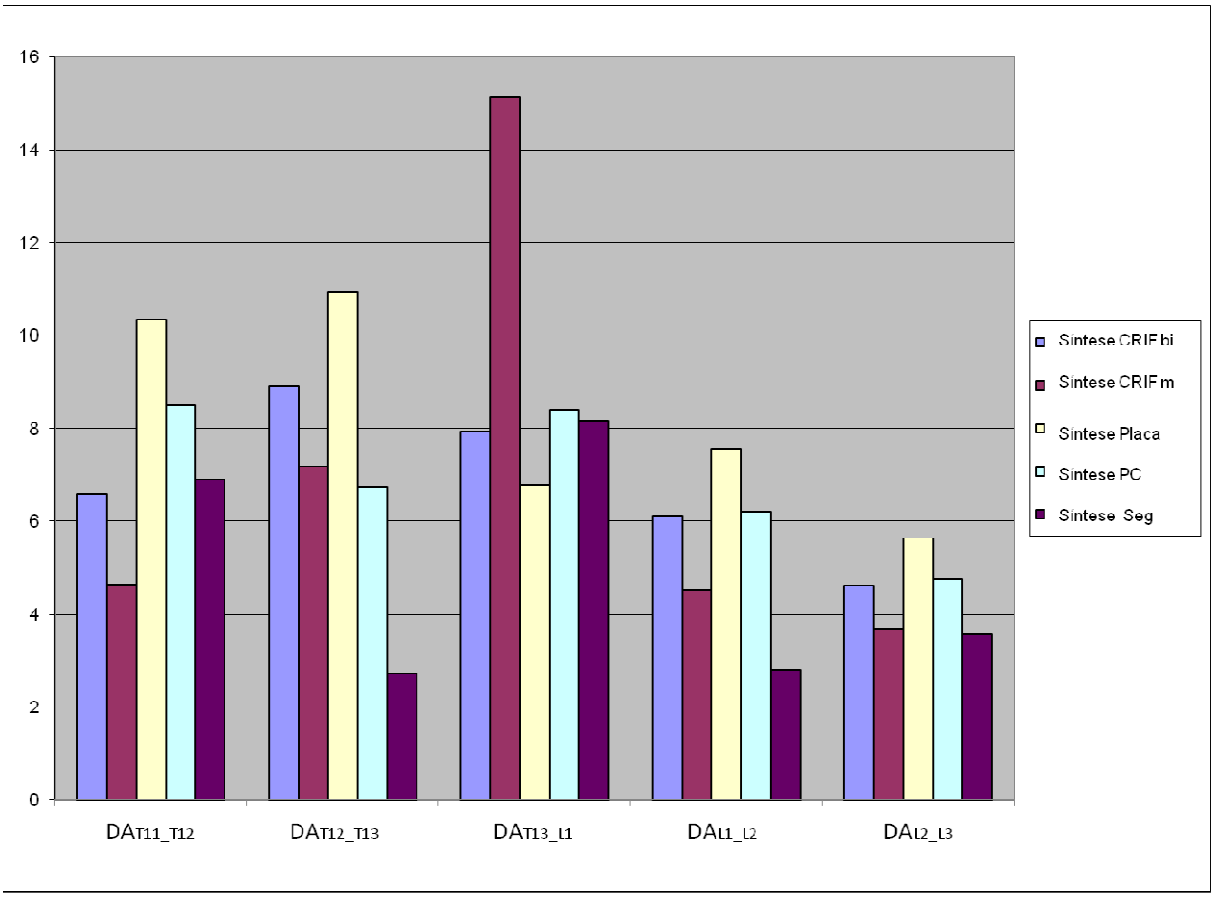
Tabela 15 - Tabela comparativa da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Síntese – São Paulo – 2013

Técnica		DA_{T11_T12}	DA_{T12_T13}	DA_{T13_L1}	DA_{L1_L2}	DA_{L2_L3}
Placa bloqueada	Média	**10,35**	**10,95**	**6,78**	7,56	5,64
	Mediana	9,83	11,17	5,37	8,00	5,27
	DP	2,04	5,32	4,56	2,45	2,75
	Mínimo	7,40	2,77	2,17	4,03	2,07
	Máximo	12,73	18,60	13,70	11,77	10,33
CRIF monocortical	Média	4,64	7,18	**15,14**	4,51	3,69
	Mediana	4,50	7,68	14,17	4,83	3,98
	DP	1,69	1,28	2,37	2,05	1,20
	Mínimo	2,47	5,40	13,10	1,83	1,90
	Máximo	6,63	8,30	18,50	6,73	5,03
CRIF bicortical	Média	**6,57**	**8,91**	**7,93**	6,10	4,63
	Mediana	6,80	8,97	8,07	4,27	3,17
	DP	1,65	2,12	3,92	4,35	2,11
	Mínimo	3,33	6,17	4,03	2,20	2,73
	Máximo	8,30	11,77	14,80	12,33	7,10
Pinos e Cimento Ósseo	Média	8,50	6,74	8,41	6,20	4,76
	Mediana	8,23	5,13	8,50	5,57	4,17
	DP	2,12	4,07	4,39	3,68	1,82
	Mínimo	5,73	2,30	3,30	2,43	2,70
	Máximo	11,63	13,40	16,13	12,33	7,47
Segmentar Modificada	Média	6,90	**2,72**	**8,15**	2,80	3,59
	Mediana	6,43	0,07	9,10	1,47	3,37
	DP	2,55	3,60	5,07	3,60	1,89
	Mínimo	2,70	-0,33	1,17	-1,43	1,13
	Máximo	10,23	7,03	14,83	9,60	6,97
Valor P		**<0,001**	**0,004**	**0,012**	0,116	0,346

Valor P obtido pela Análise de Variância (ANOVA). DP=desvio padrão.

No gráfico 1, observa-se que em relação ao espaço intervertebral lesionado, a estabilização com CRIF monocortical mostrou-se menos estável, seguida pela técnica Pino com Cimento Ósseo, Segmentar Modificada, CRIF bicortical e Placa Bloqueada.

Gráfico 1 - Gráfico da diferença dos ângulos entre as técnicas na situação Síntese – São Paulo – 2013



Na tabela 16 a seguir apresentamos a comparação da diferença da força entre as técnicas na situação síntese. Vemos que houve uma diferença estatisticamente significativa (P=0,005). O teste post hoc de Tukey aponta esta diferença entre as técnicas Pinos e Cimento Ósseo e CRIF bicortical (P=0,046), CRIF bicortical e Segmentar (P=0,013), Pinos e Cimento Ósseo e CRIF monocortical (P=0,029), e CRIF monocortical e Segmentar (P=0,008).

Tabela 16 - Tabela comparativa da diferença da força entre as técnicas na situação síntese – São Paulo – 2013

Técnica		Força
Placa bloqueada	Média	-35,56
	Mediana	**-33,20**
	DP	9,65
	Mínimo	-48,99
	Máximo	-21,91
CRIF monocortical	Média	-16,96
	Mediana	**-18,06**
	DP	7,36
	Mínimo	-24,79
	Máximo	-7,42
CRIF bicortical	Média	-19,35
	Mediana	**-21,92**
	DP	11,90
	Mínimo	-38,75
	Máximo	-6,37
Pinos e Cimento Ósseo	Média	-41,66
	Mediana	**-38,37**
	DP	17,95
	Mínimo	-70,61
	Máximo	-16,41
Segmentar Modificada	Média	-57,26
	Mediana	**-55,64**
	DP	36,96
	Mínimo	-115,72
	Máximo	-22,72
Valor P		**0,005**

Valor P obtido através do teste de Kruskal-Wallis. DP=desvio padrão.

Discussão

9 DISCUSSÃO

A coluna vertebral é considerada estrutura complexa, composta de uma série de múltiplas unidades funcionais (WHITE; PANJABI, 1990) que são submetidas a vários mecanismos de estresse, permitindo movimento em três dimensões (PANJABI, 1992) e quando esses mecanismos sobre-excedem a capacidade estrutural dos componentes da coluna, resultam em fraturas e/ou luxações (SMITH; WALTER, 1985). Estudos referentes à anatomia e desenvolvimento da coluna dos cães já foram realizados (HARE, 1961; FLETCHER, 1970), e atualmente, é bem descrita anatomicamente (GETTY, 1986; EVANS, 1993; DYCE, 1997; SHARP; WHEELER, 2005).

Lesão vertebral traumática é afecção frequente na Medicina Veterinária (BLASS; SEIM, 1984; MCKEE, 1990; SELCER; BUBB; WALKER, 1991; MEINTJES; HOSGOOD; DANILOFF, 1996; BAGLEY, 2000; FIGHERA et al., 2008; BALI et al., 2009; JEFFERY, 2010), e de acordo com Olby (2010), Fehlings e Perrin (2006) a intervenção rápida e adequada limita a extensão dos danos ao tecido neuronal, melhorando a recuperação do paciente. Apesar disso, a decisão de quando realizar tratamento cirúrgico e a melhor técnica a ser aplicada ainda não são bem definidas. Segundo Blass e Seim (1984), não existe para cães um método de imobilização externa efetivo, por isso na maioria das vezes a intervenção cirúrgica é escolhida. Para Selcer e colaboradores, o tratamento cirúrgico de traumas da coluna vertebral em pequenos animais demonstrou grande melhora neurológica.

Estudos biomecânicos da coluna cervical, toracolombar, lombar e lombosacra de cães de raças grandes já foram realizados (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002; MEIJ, 2007; ADAMO et al., 2007; AGNELLO et al., 2009; HEDIGER et al., 2009; HOFSTETTER et al., 2009), entretanto, na revisão realizada neste estudo não foram localizados trabalhos sobre a biomecânica da coluna toracolombar de cães pequenos para avaliar resultado de técnicas de estabilização, mesmo já havendo conhecimento sobre alta incidência de fraturas e luxações nesta região (MCKEE, 1990; BALI et al., 2009), possivelmente por peculiaridades biomecânicas (HANSEN, 1952).

Em uma análise de seis graus de liberdade em segmentos de T13-L3 de câes pesando 25 a 38Kg, Revés et al. (2010), chegou a um resultado em que as colunas

toracolombares íntegras apresentaram em média 8,4° de amplitude de movimento (ROM) e 1,4° de Zona Neutra (NZ), contudo, de acordo com nossa revisão estes dados não são conhecidos após realização de diferentes técnicas de estabilização na coluna toracolombar.

Avaliações biomecânicas podem elucidar questões relacionadas à função normal e anormal de uma estrutura (ETHIER; SIMMONS, 2007). Wong e Emms (1992) salientaram a importancia da avaliação biomecânica da coluna e das diferentes técnicas de fixação para obtenção de melhores respostas no tratamento de pacientes com lesões traumáticas da coluna vertebral. Baseado nesta problemática, emerge nossa pesquisa, na qual, a metodologia e resultados serão discutidos em forma de tópicos com base em literarura apropriada.

9.1 DA METODOLOGIA

O critério de preparo das peças e método de conservação utilizados no presente estudo coincide com estudos anteriores publicados por outros autores (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; MEIJ, 2007; ADAMO et al., 2007; HEDIGER et al., 2009; AGNELLO et al., 2009; REARDON et al., 2009; REVÉS et al., 2010). Cabe ressaltar que a escolha quanto ao segmento da coluna a ser estudado, assim como o peso dos animais selecionados, baseou-se no fato de que, como reportado na literatura, a coluna toracolombar de cães de raças pequenas apresenta maior incidência de fraturas e luxações vertebrais (BALI et al., 2009). O preparo das peças mantendo os tecidos circunvizinhos e a caixa torácica objetivou aproximar a condição biomecânica dos ensaios à situação *in vivo* (HANSEN, 1952; MCKEE, 1990).

Acredita-se que as forças aplicadas na coluna toracolombar de cães provavelmente diferem entre raças, idade e sexo (SCHULZ et al., 1996). A não padronização de raças pode ser um viés importante no presente estudo, mas o fato de a própria coluna ser o controle para cada situação diminui as possibilidades de alterações nas mensurações e nos resultados finais.

Quanto ao método de conservação, concordamos com Turner e Burr (2001) em que adequada preparação e armazenamento das peças é fundamental para obtenção de resultados fidedignos de ensaios biomecânicos. A escolha correta do método de

conservação é ponto crítico em pesquisas biomecânicas, segundo mencionado por Martin e Sharkey (2001). Conforme o descrito anteriormente, o método de conservação utilizado foi congelamento a - 20°C, que é método consagrado, utilizado em estudos biomecânicos anteriores e reconhecido para peças, onde além do interesse na preservação de tecido ósseo existe o interesse na preservação do disco intervertebral, musculatura, estruturas ligamentares e tendíneas. Além disso, permite ciclos de descongelamento e congelamento sem alterar as propriedades biomecânicas assim como mencionado por Hongo et al. (2008).

Seguindo metodologia utilizada por Adamo et al. (2007) e Hediger et al. (2009), foi realizada no presente estudo avaliação radiográfica da coluna em projeção látero-lateral e dorso-ventral para adequação aos critérios de inclusão.

Tratando-se de análise biomecânica que compara o comportamento de diferentes implantes para estabilização interna da coluna toracolombar, existem alguns pontos críticos que devem ser levados em consideração, como a correta realização da técnica e experiência do cirurgião (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986). Portanto, para evitar viés, optamos pela utilização do arco cirúrgico e radiografias após colocação de cada implante, nos certificando de um bom resultado cirúrgico.

Outras informações, ainda não disponíveis, como a resistência à fadiga, extensão, rotação e arqueamento lateral também são relevantes e devem ser compreendidas, entretanto, considera-se que a flexão tenha grande importância na gênese das lesões traumáticas da coluna vertebral e na falha de implantes cirúrgicos, além de ser a deformação mais difícil de restringir no pós-operatório do paciente (GAGE, 1971; SMITH; WALTER, 1985), baseando-se nesta crença, na atual pesquisa, aplicava-se uma força de compressão que por consequência gerava o movimento de flexão da coluna toracolombar. Optou-se pela utilização de ensaio biomecânico de flambagem, pois se acredita que o método de aplicação de carga e deformação deste modelo de ensaio se assemelha mais a condição real quando comparado com teste de flexão em quatro pontos já realizado em outros estudos (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; SCHULZ et al., 1996; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002; MEIJ, 2007; AGNELLO et al., 2009; REARDON et al., 2009). O posicionamento da peça na máquina universal de ensaios Kratos® ME 3000, simulou a posição neutra da coluna vertebral.

De acordo com Panjabi (2001) a incorporação de 3 ou mais unidades funcionais da coluna em ensaios biomecânicos aproxima a situação do ensaio à condição real. No

presente estudo, característica importante a ressaltar é a utilização de marcadores em cada vértebra de um segmento longo de unidades funcionais que nos permitiu avaliar o comportamento da coluna toracolombar e sua influência em unidades funcionais adjacentes limitando, porém, a avaliação da Zona Neutra e Zona Elástica.

O estudo das técnicas de estabilização da coluna para tratamento de fraturas e luxações de vértebras em cães tem despertado curiosidade em ortopedistas e pesquisadores há mais de 40 anos, como alternativa ao tratamento conservador (SWAIM, 1971; BLASS; SEIM, 1984; WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986; SHORES, 1992; SHORES; BRAUND; BRAWNER, 1990; WONG; EMMS, 1992; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002).

Técnicas utilizando placas, pinos com PMMA e pinos com cerclagem tem sido validadas em estudos clínicos como os de Swain (1971); Blass e Seim (1984) e Mcanulty, Lenehan e Maletz (1986) respectivamente. A realização das técnicas foi bem estabelecida e respeitada para a colocação dos implantes no nosso estudo, entretanto, concordamos Walter, Smith e Newton (1986), que estes métodos estão longe do conceito de fixação interna rígida ideal e que outros sistemas de estabilização da coluna vertebral precisam ser pesquisados.

Uma das inquietudes nas pesquisas atuais é identificar implantes com propriedades mecânicas adequadas e versatilidade para aplicação nos diferentes formatos de ossos e tipos de fratura, sem lesionar vascularização e inervação (ZHAN; MATIS, 2004). De acordo com Bruce, Brisson e Gyselinck (2008), um aumento no número de pacientes com trauma vertebral tratados com tecnologia bloqueada tem sido reportado e melhor conhecimento e experiência com esta técnica pode mudar os padrões aceitos para fixação interna de fraturas e luxações da coluna no futuro. Contudo, concordamos com Wong e Emms (1992) que mais estudos precisam ser realizados para melhor compreensão da biomecânica da coluna e diferentes técnicas de estabilização da mesma. Baseando-se nestas linhas de pensamento foram escolhidos a placa bloqueada (Synthes) e o CRIF (Synthes) para avaliação biomecânica e comparação entre técnicas utilizadas há mais tempo.

Referente à calibração do gabarito, o erro de mensuração atingido foi considerado um erro baixo, aumentando a confiabilidade dos nossos resultados.

9.2 DOS RESULTADOS

Para facilitar a descrição e compreensão dos resultados das diferenças angulares da coluna (DA_{T11_T12}, $DA_{T12-T13}$, DA_{T13-L1}, DA_{L1-L2} e DA_{L2-L3}), utilizamos também o termo amplitude de movimento.

Pela análise estatística comprovou-se que houve uma padronização dos ensaios em relação à carga e ao método de deslocamento utilizado nas colunas estudadas, pois quando comparadas força e diferenças angulares das vértebras entre as colunas íntegras dos diferentes grupos (Placa Bloqueada, CRIF monocortical, CRIF bicortical, Pinos e Cimento Ósseo e técnica Segmentar Modificada), não houve diferença estatística significativa, isto permite concluir que as diferenças encontradas descritas a continuação são devidas a instabilidade e técnicas cirúrgicas realizadas.

Os resultados dos ensaios biomecânicos após realização da lesão e consequentemente instabilidade entre T13/L1, evidenciaram uma tendência a diminuir a amplitude de movimento entre os espaços intervertebrais adjacentes à lesão (T11/T12, T12/T13, L1/L2, L2/L3), principalmente nas vértebras torácicas. Acredita-se que assim como a fusão entre vértebras aumenta a pressão nos espaços intervertebrais adjacentes (ECK et al., 2002), uma lesão com aumento na amplitude de movimento de um espaço intervertebral também influencia na transmissão de carga nas vértebras vizinhas.

Em estudo biomecânico realizado por Shires et al. (1991), concluiu-se que o disco intervertebral e corpo vertebral garantem a contribuição mais importante para estabilidade anti-rotacional das vértebras toracolombares e a perda da integridade do disco começa a tornar-se crítica apenas quando outro componente estabilizador falha, como as facetas articulares, lâmina dorsal, pedículos e ligamento interespinhoso, seguindo esta ordem de importância, desta forma, acredita-se que nosso método de lesão foi efetivo para causar instabilidade. Como mencionado anteriormente, utilizamos uma técnica de desestabilização baseada em outros estudos (WALTER; SMITH, NEWTON, 1986; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002), porém, nessas pesquisas onde realizou-se uma lesão simulando fratura-luxação, as peças lesionadas não foram submetidas ao ensaio biomecânico. Optou-se pela realização de ensaios em peças instáveis no presente estudo para garantir que houvesse padronização no modelo de lesão e que todos os grupos estudados e

comparados estariam sendo testados sob as mesmas circunstâncias. Comparando as diferenças angulares entre as técnicas na situação instável, ocorreu uma diminuição estatisticamente significativa na amplitude de movimento de T11/T12 no grupo Placa Bloqueada quando comparado com outros grupos, entretanto, não houve diferença estatística nos demais espaços, inclusive em T13/L1, dados estes que confirmam a padronização na metodologia aplicada para ocasionar instabilidade.

Concordamos com Walter, Smith e Newton (1986) em que a fixação ideal deve ser capaz de resistir à mínima deformação angular, entretanto deve-se lembrar de que a coluna é composta por várias unidades funcionais e que uma estabilização extremamente rígida de um segmento pode acarretar em aumento de pressão e degeneração em outras áreas (ECK et al., 2002). Comparando as situações no grupo Placa Bloqueada, houve diferença estatística significativa na amplitude de movimento de T13/L1 entre a situação instável e síntese, sem mudanças significativas na amplitude de movimento dos espaços intervertebrais adjacentes à lesão, podendo-se dizer que a técnica de estabilização não só atingiu o objetivo, como também, as propriedades biomecânicas da coluna após a síntese apresentaram condições semelhantes as da coluna íntegra. A força comparada entre as situações no grupo Placa Bloqueada não apresentou diferença estatística significativa. Como já relatado em outros estudos (SWAIM, 1971), comprovamos que a colocação de placas e parafusos no corpo vertebral demonstrou-se aplicável. Concordamos com Agnello (2009) que a placa bloqueada com fixação monocortical reduz significativamente a amplitude de movimento e aumenta a rigidez da área lesionada, além de oferecer um método a seguro e fácil de estabilização para a coluna, a qual irá decair com a incidência de impacto do canal medular eliminando também complicações associados ao uso de outras técnicas como pino e PMMA, entretanto, apesar da facilidade na aplicação da técnica, uma limitação encontrada no estudo para o uso dessa placa foi o tamanho e os orifícios, os quais devem ser compatíveis com o tamanho vertebral.

Em 1998, o CRIF, também conhecido como VetFix foi desenvolvido na Suíça (AO Development Institute) na busca por um implante que pudesse ser utilizado na medicina Veterinária com maior versatilidade (ZAHN; MATIS, 2004). Após realização dos ensaios utilizando CRIF, no presente estudo, corroboramos com a ideia que o implante permite aplicação em diferentes formatos e tamanhos de ossos, contudo,

nos questionamos se este modelo de estabilização também poderia oferecer a vantagem da aplicação de parafusos monocorticais, minimizando o risco de lesão medular. Analisando-se as situações no grupo CRIF monocortical, houve diferença estatística significativa na amplitude de movimento de T11/T12, T12/T13 e T13/L1 entres as situações integra e instável, e integra e síntese, onde T13/L1 teve maior deslocamento na situação instável e síntese e os demais espaços intervertebrais menor deslocamento, quando comparados com a coluna integra. Quanto à força neste mesmo grupo, a coluna íntegra apresentou, estatisticamente, maior resistência às cargas aplicadas que a coluna instável e após a síntese. Frente a esses dados, acredita-se que a aplicação monocortical do CRIF não confere estabilidade adequada da coluna toracolombar.

De acordo com Zahn et al. (2008), CRIF apresenta propriedades mecânicas, frente às forças de arqueamento, similares as de placas convencionais (DCP), logo, a estabilidade da vértebra envolvida depende da pega dos parafusos no corpo vertebral (SWAIM, 1971). No grupo CRIF bicortical, a diferença angular de T13/L1 foi estatisticamente maior na situação instável quando comparada com a coluna íntegra e após realização da técnica, sendo essa última o menor valor. T11/T12 e T12/T13 obtiveram amplitude de movimento estatisticamente menor na situação instável quando comparado com a situação integra e L2/L3 quando comparada com a situação síntese. Não houve diferença estatiscamente significante entre a força nas diferentes situações. Desta forma, acredita-se que a utilização do CRIF com parafusos bicorticais proporcionou melhor fixação dos *clamps* na haste e, consequentemente, do sistema no osso ocasionando estabilização entre as vértebras acometidas, entretanto, sem neutralizar o efeito da instabilidade nas vértebras adjacentes.

A utilização de Pinos e Cimento Ósseo para estabilização da coluna toracolombar, também é descrita como técnica que pode ser amplamente utilizada em cães com os mais variáveis pesos, e em fraturas nas diversas regiões da coluna (WONG; EMMS, 1992). O presente estudo, evidenciou estabilidade, na amplitude de movimento de T13/L1, havendo diferença estatística quando comparada a situação instável com a coluna íntegra e com a aplicação da técnica. Ensaios biomecânicos realizados na pesquisa de Walter, Smith e Newton (1986), concluíram que a placa convencional aplicada no corpo vertebral proporcionou maior resistência e rigidez quando comparada com pinos e PMMA e no momento em que a deformação

ocorreu os pinos não se deslocaram da massa de PMMA, porém, todo o conjunto foi arrancado do osso. Segundo Blass e Seim (1984), o deslocamento de pinos pode ser associado com a inserção imprópria dos pinos ou com a falha na cobertura dorsal dos pinos pelo PMMA. Durante nossos ensaios, os pinos foram totalmente cobertos por cimento ósseo e não presenciamos falha do sistema pino/PMMA, entretanto, assim como já relatado por Rouse e Miller (1975) houve dificuldade de aproximação da musculatura devido à massa de PMMA. Em nossos resultados, apesar da amplitude de movimento de T13/L1 na utilização de Pino e Cimento ser maior quando comparada com o CRIF bicortical, os valores referentes às vértebras adjacentes se aproximaram mais aos valores da coluna íntegra.

No grupo de colunas com a técnica Segmentar Modificada, observamos que não houve diferença estatística significante entre a força nas diferentes situações. A diferença angular em T13/L1 constatou uma boa estabilidade, havendo significância estatística quando comparada a situação instável entre a integra e síntese. Apesar de descrita em literatura como uma técnica de fácil aplicação na região toracolombar (MCANULTY; LENEHAN; MALETZ, 1986), durante realização dos ensaios biomecânicos na atual pesquisa, constatamos maior tempo dispensado para realizar esta técnica em comparação com as outras, além de maior abordagem e dissecção de tecidos moles. Peculiaridade desta técnica verificada nos resultados é que a amplitude de movimento de T12/T13 e L1/L2 foram evidentemente menores na situação síntese comparada com a coluna integra, nesta avaliação houve significância estatística na diferença angular de T12/T13 na comparação entre as três situações. Segundo Bastian et al. (2001), quando o movimento em um segmento extremamente flexível é eliminado por meio de uma fixação, o mesmo acompanhado de suas forças são transferidos a níveis adjacentes da coluna resultando em hipermobilidade e alterações nos padrões de movimento, e que para evitar alterações degenerativas dessas regiões, a fusão vertebral deve ser sempre mais curta possível. De acordo com os resultados atuais, acredita-se que exista grande alteração biomecânica da coluna após realização da técnica Segmentar Modificada e mais estudos biomecânicos devem ser realizados para avaliar o impacto destas alterações nas vértebras adjacentes à estabilização.

Em relação à comparação da diferença de força aplicada para causar o deslocamento estabelecido entre as técnicas, observou-se que na estabilização Segmentar Modificada e Pinos e Cimento Ósseo a força foi estatisticamente maior

quando comparada com o CRIF bicortical, mesmo que essa tenha proporcionado maior estabilidade na amplitude de movimento da área lesionada.

Nossos resultados demonstram, na amplitude de movimento de T13/L1, uma diferença estatística significativa que apontam a Placa Bloqueada e o CRIF bicortical sendo mais estáveis quando comparados com o CRIF monocortical.

Estudos futuros com movimentos cíclicos são necessários para confirmar esta teoria.

9.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Poucos estudos biomecânicos foram realizados com o intuito de validar técnicas de estabilização da coluna vertebral na Medicina Veterinária para correção de fraturas e luxações (WALTER; SMITH; NEWTON, 1986; WALKER; PIERCE; WELCH, 2002; ADAMO et al., 2007; MEIJ, 2007; AGNELLO et al., 2009), mas nenhum deles se detém nos acontecimentos do segmento toracolombar.

Contudo, nossa pesquisa e os resultados obtidos acrescentam informação sobre acontecimentos de mudança de força e amplitude de movimento entre as vértebras da coluna toracolombar antes e após realização das técnicas de estabilização, demonstrando que ainda não dispomos de todas as informações necessárias para ter total conhecimento sobre o comportamento biomecânico da mesma e dos diferentes tipos de implantes.

A avaliação dos resultados traz a necessidade de estudos futuros *ex vivo* cíclicos e *in vivo* para verificar e corroborar os resultados da nossa pesquisa.

Conclusões

10 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos nos ensaios biomecânicos *ex vivo* de compressão e flexão da coluna toracolombar, o estudo permitiu concluir:

1. A Placa Bloqueada foi a técnica que promoveu maior rigidez e estabilidade nas vértebras lesionadas, seguida do CRIF bicortical, estabilização Segmentar Modificada, Pinos e Cimento Ósseo;
2. a estabilização Segmentar Modificada foi a técnica que mais alterou a mecânica da coluna;
3. a utilização do CRIF com parafusos monocorticais não alcançou rigidez necessária para adequada estabilização de T13/L1.

Referências

REFERÊNCIAS

ADAMO, P. F.; KOBAYASHI, H.; MARKEL, M.; VANDERBY Jr., R. In Vitro Biomechanical Comparison of Cervical Disk Arthroplasty, Ventral Slot Procedure, and Smooth Pins with Polymethylmethacrylate Fixation at Treated and Adjacent Canine Cervical Motion Units. **Veterinary Surgery**, v. 36, p. 729–741, 2007.

AGNELO, K. A.; AMY, S. K.; TANYA, C. G.; ANJA, T. W.; SUSAN, M. S. Intervertebral Biomechanics of Locking Compression Plate Monocortical Fixation of the Canine Cervical Spine. **Veterinary Surgery**, v. 39, p. 991–1000, 2009.

BAGLEY, R. S. Spinal fracture or luxation. **Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice**, v. 30, n. 1, p. 133-153, 2000.

BALI, M. S.; LANG, J.; JAGGY, A.; SPRENG, D.; DOHERR, M. G.; FORTERRE, F. Comparative study of vertebral fractures and luxations in dogs and cats. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, p. 47–53, 2009.

BASTIAN, L.; LANGE, U.; KNOP, C.; TUSCH, G.; BLAUTH, M. Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. **European Spine Journal**, v. 10 p. 295 – 300, 2001.

BLASS, C. E.; SEIM, H. B. Spinal fixation in dogs using Steinmann pins and methylmethacrylate. **Veterinary Surgery**, v. 13, p. 203–210, 1984.

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

DYCE, K. M.; WENSING, C. J. G.; SACK, W. O. **Tratado de anatomia veterinária**. 3ª ed., São Paulo: Elsevier, 2004.

ECK, J. C.; HUMPHREYS, S. C.; LIM, T. H.; JEONG, S. T.; HODGES, S. D. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. **Spine**, v. 27, p. 2431–2434, 2002.

ETHIER, C. R.; SIMMONS, C. A. Introduction. In: **Introductory biomechanics from cells to organisms.** Canada: Cambridge University Press, 2007. p. 1-17.

EVANS, H. E. **Miller's anatomy of the dog**. 3ª.ed., Philadelphia: W. B. Saunders, 1993.

FEHLINGS, M. G.; PERRIN, R. G. The timing of surgical intervention in the treatment of spinal cord injury: a systematic review of recent clinical evidence. **Spine**, v. 31, n. 11, p 28–35, 2006.

FIGUEIRA, R. A.; SILVA, M. C. da; SOUSA, T. M. de; BRUM, J. S.; KOMMERS G. D.; GRAÇA, D. L.; IRIGOYEN, L. F.; BARROS, C. S. L. de. Aspectos patológicos de 155 casos fatais de cães atropelados por veículos automotivos. **Ciência Rural**, v. 38, n. 5, p. 1375–1380, 2008.

FLETCHER, T. F. Lumbosacral plexus and pelvic limb myotomes of the dog. **American Journal of Veterinary Research**, v. 31, n. 1, p. 35-41, 1970.

GAGE, E. D. Surgical repair of spinal fractures in small-breed dogs. **Veterinary Medicine, Small Animal Clinician**, v. 66, p. 1095-1101, 1971.

GETTY, R.; SISSON, S.; GROSSMAN, J. D. **Anatomia dos animais domésticos**. 5ª ed., Rio de Janeiro, Interamericana,1986. v. 2, p. 1569–1571.

HANSEN, H.J. A pathologic-anatomical study on disc degeneration in dog, with special reference to the so-called enchondrosis intervertebralis. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, v. 11, p. 1–117, 1952.

HARE, W. C. D. Radiographic anatomy of the cervical region of the canine vertebral column. Part I. Fully developed vertebrae II: Developing vertebrae. **Journal of American Veterinary Medical Association**, v. 139, p. 209-220, 1961.

HEDIGER, K. U.; FERGUSON, S. J.; GEDET, P.; BUSATO, A.; FORTERRE, F.; ISLER, S.; BARMETTLER, R.; LANG, J. Biomechanical analysis of torsion and shear forces in lumbar and lumbosacral spine segments of nonchondrodystrophic dogs. **Veterinary Surgery**, v. 38, p. 874–880, 2009.

HOFSTETTER, M.; GEDET, P.; DOHERR, M.; FERGUSON, S. J.; FORTERRE, F. Biomechanical analysis of the three-dimensional motion pattern of the canine cervical spine segment C4–C5. **Veterinary Surgery**, v. 38, p. 49–58, 2009.

HONGO, M.; GAY, R. E.; HSU, J. Effect of multiple freeze-thaw cycles on intervertebral dynamic motion characteristics in the porcine lumbar spine. **Journal of Biomechanics***, v.* 41, p. 916–920, 2008.

JEFFERY, N. D. Vertebral fracture and luxation in small animals. **Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice***,* v. 40, p. 809–828, 2010.

JOHHNSSON, R.; HERRLIN, K.; HAGGLUND, G.; STRAMQVIST, B. Spinal canal remodeling after thoracolumbar fractures with intraspinal bone fragments. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum***, v.* 62, p. 125-127, 1991.

LEFERINK, V. J.; NIJBOER, J. M.; ZIMMERMAN, K. W.; VELDHUIS, E. F.; VERGERT, E. M.; DUIS, H. J. Burst fractures of the thoracolumbar spine: changes of the spinal canal during operative treatment and follow-up. **European Spine Journal**, v. 12, p. 255-260, 2003.

MARTIN, R. B.; SHARKEY, N. A. Mechanical effects of postmortem changes preservation and allograft bone treatments. In: COWIN, S. C. **Bone mechanics handbook.** Boca Raton: CRC Press, 2001. p. 20.1–20.12.

MCANULTY, J. F.; LENEHAN, T. M.; MALETZ, L. M. Modified segmental spinal stabilization in repair of spinal fractures and luxations in dogs. **Veterinary Surgery***,* v. 15, p. 143–149, 1986.

MCKEE, W. M. Spinal trauma in dogs and cats: Review of 51 cases. **Veterinary Record,** v. 126, p. 285–289, 1990.

MEIJ, B. P.; SUWANKONG, N.; VAN DER VEEN, A. J.; HAZEWINKEL, H. A. W. 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, p. 742–751, 2007.

MEINTJES, E.; HOSGOOD, G.; DANILOFF, J. Pharmaceutic treatment of acute spinal cord trauma. **Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian,** v. 18, n. 6, p. 625-635, 1996.

OLBY, N. The pathogenesis and treatment of acute spinal cord injuries in dogs. **Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice***,* v. 40, p. 791–807, 2010.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. **Journal of Spinal Disorders Techniques**, v. 5, n. 4, p. 390-397, 1992.

PANJABI, M. M.; CRISTO, J. J.; VASAVADA, A.; ODA, T.; CHOLEWICKI,J.; NIBU, K.; SHIN, E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. **Spine**, v. 25, n. 24, p. 692-700, 2001.

REARDON, R. J. M.; BAILEY, R.; WALMSLEY, J. P.; HELLER, J.; LISCHER, C. An in vitro biomechanical comparison of a locking compression plate fixation and kerf cut cylinder fixation for ventral arthrodesis of the fourth and the fifth equine cervical vertebrae. **Veterinary Surgery**, v. 39, p. 980–990, 2010.

REVÉS, N. V.; BURKI, A.; FERGUSON, S.; STAHL, C.; FORTERRE, F. Influence of partial lateral corpectomy with and without hemilaminectomy on canine thoracolumbar stability: a biomechanical study. **Veterinary Surgery**, v. 41, p. 228–234, 2012.

ROUSE, G. P.; MILLER, J. I. The use of methylmethacrylate for spinal stabilization. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 11, p. 418-425, 1975.

SCHULZ, K. S.; WALDRON, D. R.; GRANT, J. W.; SHELL, L.; SMITH, G.; SHIRES, P. K. Biomechanis of the thoracolumbar vertebral column of dogs during lateral bending. **American Journal of Veterinary Reserch**, v. 57, p. 1228–1231, 1996.

SELCER, R. R.; BUBB, W. J.; WALKER T, L. Management of vertebral column fractures in dogs and cats: 211 cases (1977-1985). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 11, p. 1965-1968, 1991.

SHARP, N. J. H.; WHEELER, S. J. Functional anatomy. In:_____. **Small animal spinal disorders**: diagnosis and sugery. Edinburgh: Elservier Mosby, 2005. chap.1, p.1-17.

SHARP, N. J. H.; WHEELER, S. J. Functional anatomy. In:_____. **Small animal spinal disorders**: diagnosis and sugery. Edinburgh: Elservier Mosby, 2005. chap.13, p.281-318.

SHIRES, P. K.; WALDRON, D. R.; HEDLUND, C. S.; BLASS, C. E. A biomechanical study of rotational instability in unaltered and surgically altered canine thoracolumbar vertebral motion units. **Progress in Veterinary Neurology**, v. 2, p. 6–20, 1991.

SHORES, A. Fractures and luxations of the vertebral column. **Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice**, v. 22, n. 1, p.171-180, 1992.

SHORES, A.; BRAUND, K. G.; BRAWNER, W. R. Management of acute spinal cord trauma. **Veterinary Medicine**, v. 85, p. 724-739, 1990.

SMITH, G. K.; WALTER, M. C. Fractures and dislocations of axial skeleton. In: NEWTON, C. D., NUNAMAKER, D. M. (Ed.) **Textbook of small animal orthopedics**. Philadelphia: JB Lippincott, 1985. P. 307-332.

SWAIM, S. F. Vertebral body plating for spinal immobilization. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 10, p. 1683–1695, 1971.

TURNER, CH. H.; BURR, D. B. Experimetal techniques for bone mechanics. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook.** Boca Raton: CRC Press, 2001. p. 7.1-7.35.

WALKER, T. M.; PIERCE, W. A.; WELCH, R. D. External fixation of the lumbar spine in a canine model. **Veterinary Surgery**, v. 31, p. 181-188, 2002.

WALTER, M. C.; SMITH, G. K.; NEWTON, C. D. Canine lumbar spinal internal fixation techniques. A comparative biomechanical study. **Veterinary Surgery***,* v. 15, p. 191–198, 1986.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1990.

WONG, W. T.; EMMS, S. G. Use of pins and methylmetacrylate in stabilization of spinal fractures and luxations. **Journal of Small Animal Practice**, v. 33, p. 415–422, 1992.

ZAHN, K.; FREI, R.; WUNDERLE, D.; LINKE, B.; SCHWIEGER, K.; GUERGUIEV, B.; POHLER, O.; MATIS, U. Mechanical properties of 18 different AO bone plates and the clamp-rod internal fixation system tested on a gap model construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 21, p. 185–194, 2008.

ZAHN, K.; MATIS, U. The clamp rod internal fixator – application and results in 120 small animal fracture patients. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 17, p. 110–120, 2004.