

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JULIO DE MESQUITAFILHO”
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**RESISTÊNCIA MECÂNICA
E ALTERAÇÕES RADIOGRÁFICAS
NA DISTRAÇÃO E ESTABILIZAÇÃO INTERVERTEBRAL
USANDO “PLUG” DE POLIURETANA DE MAMONA OU
POLIMETILMETACRILATO**

**Sandro Alex Stefanos
Médico Veterinário**

JABOTICABAL – SÃO PAULO – BRASIL
2008

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JULIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**RESISTÊNCIA MECÂNICA
E ALTERAÇÕES RADIOGRÁFICAS
NA DISTRAÇÃO E ESTABILIZAÇÃO INTERVERTEBRAL
USANDO “PLUG” DE POLIURETANA DE MAMONA OU
POLIMETILMETACRILATO**

Sandro Alex Stefanos

Orientador: Prof. Dr. João Guilherme Padilha Filho

Tese apresentada à Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – Unesp, Câmpus de Jaboticabal, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Cirurgia Veterinária, área de Cirurgia Veterinária.

**JABOTICABAL – SÃO PAULO – BRASIL
2008**

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

SANDRO ALEX STEFANES – Nascido em 19 de novembro de 1976, em Caçador – SC, é Médico Veterinário formado pela Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) em 2000. Fez parte do programa de aprimoramento profissional na área de clínica cirúrgica de pequenos animais nos anos de 2001 e 2002 no Hospital Veterinário “Governador Laudo Natel” da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias FCAV – UNESP – Jaboticabal. Iniciou seu mestrado em cirurgia veterinária no ano de 2003 nesta instituição, área de concentração em ortopedia e neurocirurgia, sob orientação do Prof. Dr. João Guilherme Padilha Filho. Iniciou o doutorado no ano de 2004, na mesma área, seguindo a mesma linha de pesquisa. Atualmente reside em Brasília, DF, onde é professor de clínica cirúrgica de pequenos animais da União Pioneira de Integração Social - UPIS e é vice-presidente da ANCLIVEPA – DF. Também é membro da diretoria e fundador da OTV – Associação Brasileira de Ortopedia e Traumatologia Veterinária.

DEDICO

Aos meus pais, Francisco e Sivia, pelo amor e carinho de toda uma vida...

Tudo que eu construí até aqui eu devo a vocês.

Obrigado por tudo,

Amo-lhes!

Às minhas irmãs, Camila e Johanna, pelas palavras de carinho quando a

saudade aperta, as Amo lindas!

Aos meus avós, Erilda (Bisa), Loreno e Zilda, Ary (in memorian) e Rosita,

pelos exemplos de vida, carinho e preocupação,

Vocês moram no meu coração!

Agradecimento Especial

Ao Professor Doutor João Guilherme Padilha Filho, pelas oportunidades e ensinamentos durante estes anos de convivência,
Obrigado Mestre!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus em primeiro lugar...

À toda minha família, a base de tudo.

À todos os professores, meus mestres, desde a graduação e pós-graduação por tudo que aprendi até hoje! Em especial...

À Prof^a. Dra. Cíntia Lúcia Maniscalco que sempre apostou na minha capacidade, abrindo-me as portas desta instituição desde o tempo da residência, obrigado pela paciência e conselhos nos momentos difíceis.

À Prof^a. Dra. Paola Castro Moraes e à Dra. Hélia Zamprogno, grandes amigas e diretamente responsáveis pelo início de tudo! Muito obrigado queridas, vocês moram no meu coração.

À Prof^a. Dra. Márcia Rita Fernandes Machado por ter gentilmente aceito o convite para as bancas e ter sido sempre tão afável.

Ao Prof. Dr. Júlio Carlos Canola, pela amizade, conhecimento compartilhado e companheirismo, um grande amigo.

À Prof^a. Dra. Naida Cristina Borges, pela amizade construída durante esses anos de convivência e suas contribuições para este trabalho. Ainda temos muito por produzir juntos

À Prof^a. Dra. Patrícia Popak Giordano, por toda a colaboração que sem dúvida foram muitos importantes e valiosas.

Ao Prof. Dr. Carlos Roberto Daleck, pela amizade e conselhos.

Ao Prof. Dr. José Luis Laus, um exemplo profissional. Aprendi muito com ele.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela gentileza em dividir seus conhecimentos e pelas sugestões e ajuda no entendimento desta área, ainda nova pra mim.

Ao Prof. Dr. Gilberto Chierice e ao Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo - USP, por ter gentilmente fornecido a poliuretana de mamona utilizada neste estudo.

Ao Prof. Dr. José Baptista P. Paulin, por ter me aberto as portas do laboratório de Bioengenharia da FMRP – USP para a realização deste estudo.

Ao Prof. Dr. José Batista Volpon e ao Laboratório de Bioengenharia da faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto – SP, por disponibilizar a Máquina Universal de Ensaio para a realização dos testes mecânicos.

Ao Engenheiro Carlos Moro, pela orientação na elaboração e desenvolvimento dos ensaios mecânicos.

Aos Velhos amigos do da república “*Antro do HV*” minha casa, Gustavo (Gu), João, Daniel (Vassora), Andriago, Daniel (Dim), Roberto (Betão), Alexandre (Gaúcho), pelos momentos de alegria, churrascos e pela companhia durante todos esses dias. Valeu galera!

Aos novos colegas de casa e grandes amigos, alguns de longa data, Anderson (Litrão), Carlos Henrique (Manga), Daniel (Magrelo). Abração e obrigado pela força!

Aos Amigos e alunos da UPIS – DF que tiveram que compreender minhas ausências nesse período.

Ao colega e amigo Benito, pela dedicada ajuda no preparo das colunas, muito obrigado.

À funcionária da biblioteca Tieko e à minha orientada Lídia, pela ajuda com as referências.

O meu mais sincero MUITO OBRIGADO!

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS	X
LISTA DE QUADROS	XIII
LISTA DE TABELAS	XIV
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	4
2.1. Espondilomielopatia cervical caudal	4
2.2. Técnicas de distração-estabilização vertebral	7
2.2.1 Polimetilmetacrilato.....	9
2.2.2 Poliuretana de mamona.....	10
2.3. Ensaio mecânicos	12
2.4. Avaliação radiográfica da coluna vertebral	14
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	17
3.1. Preparo das amostras.....	17
3.2. Delineamento experimental	17
3.3. Técnica cirúrgica.....	18
3.3.1. Fenestração do disco intervertebral.....	18
3.3.2. Técnica de distração-estabilização.....	20
3.3.2.1. Distração vertebral	20
3.3.2.2. Preparo do espaço intervertebral	21
3.3.2.3. Preparo e aplicação dos polímeros	23
3.3.3. Inclusão	24
3.3.4. Armazenamento e procedimentos prévios aos ensaios	24
3.5. Ensaio mecânicos	25
3.5.1. Padronização do ensaio	27
3.5.2. Ensaio de flexão	27
3.6. Avaliação radiográfica.....	28
3.7. Variáveis mensuradas.....	30
3.7.1. Deslocamento total (mm).....	30

3.7.2. Translação total do ângulo intervertebral.....	30
3.7.3. Translação total do ângulo de cifose-lordose	31
3.7.4. Largura do espaço intervertebral.....	31
3.7.5. Descolamento da placa epifisiária (DPE) e espondilolistese (ESP)	31
3.8. Análise estatística	31
4. RESULTADOS.....	32
4.1. Observação macroscópica dos espécimes.....	32
4.1.1. Fase de preparo e realização das técnicas	32
4.1.2. Fase de realização dos ensaios mecânicos e radiográficos.....	32
4.2. Ensaios mecânicos de flexão ventral e dorsal	33
4.3. Avaliação radiográfica.....	33
4.4. Análise Estatística.....	41
5. DISCUSSÃO.....	43
6. CONCLUSÕES.....	52
REFERÊNCIAS.....	53

LISTA DE FIGURAS

Página

- Figura 1 – Representação esquemática do método de fenestração. O anel fibroso ventral é seccionado (verde) para permitir acesso ao núcleo pulposo. (Fonte: Modificado Wheeler & Sharp, 1999).....18
- Figura 2 – Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno onde se vê o início da incisão do ânulo do disco intervertebral C3-C4 com lâmina de bisturi nº 15. O pontilhado delimita a porção do anel a ser removida. Fonte: STEFANES et al. (2004)19
- Figura 3– Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno ilustrando a retirada do núcleo pulposo (seta) do disco intervertebral C3-C4 utilizando um esculpador de Andrews nº 2. Fonte: STEFANES et al. (2004)19
- Figura 4 – Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno com distrator vertebral metálico ancorado em parafusos implantados nos corpos vertebrais de C2 (direita) e C5 (esquerda). A seta entre as barras aponta o espaço intervertebral (10 a 15 mm) obtido após a realização da distração. Fonte: STEFANES et al. (2004)20
- Figura 5 – Representação esquemática da criação dos orifícios de ancoramento nas placas terminais cranial e caudal do espaço intervertebral cervical. As setas apontam o sentido da tração linear aplicada aos corpos vertebrais adjacentes. Fonte: SEIM (2002)21
- Figura 6 – Fotografia do aspecto ventral do espaço intervertebral C3-C4 fenestrado e sob efeito de distração de coluna cervical de suíno. A seta verde aponta o anel fibroso dorsal intacto e as curetas apontam a localização dos orifícios criados na placa terminal de cada vértebra. Fonte: STEFANES et al. (2004)22
- Figura 7 – Fotografia de vista oblíqua do espaço intervertebral C3-C4 de segmento de coluna cervical de suíno. Destaque para as dimensões do orifício realizado em uma das placas terminais (seta) com o explorador metálico em seu interior. Fonte: STEFANES et al. (2004).....22
- Figura 8 – Fotografia de segmento de coluna cervical de suíno submetida à distração linear através de distrator metálico, no momento da aplicação do polímero no espaço intervertebral (C3-C4) previamente fenestrado. Fonte: STEFANES et al. (2004).....23

- Figura 9 - Representação esquemática do posicionamento do polímero (seta) no espaço intervertebral em corte longitudinal da coluna. Fonte: SEIM, 2002.....24
- Figura 10 - Fotografia da máquina de ensaios mecânicos do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, modelo *EMIC – 100 KN*. STEFANES et al. (2004)25
- Figura 11- Montagem das colunas e acessórios na máquina de ensaios. A seta vermelha aponta o ponto fixo do espécime ao molde metálico. A célula de carga encontra-se representada por um esquema no topo da figura, estando alinhada perpendicularmente com o ponto de aplicação de forças em C2. Um pino de aço inoxidável foi transfixado no corpo de C2 (pontilhado), para que o fio de tração fosse acoplado (seta verde). STEFANES et al. (2004).....26
- Figura 12 - Representação esquemática do posicionamento dos pontos de referência (vermelho) representados pelas letras A, B e C na vértebra C3 e D, E e F na C4. Fonte: modificado de VAUGHN (2006)29
- Figura 13 - Imagem radiográfica mostrando o posicionamento dos pontos de referência (A, B, C, D, E e F) e o cruzamento das linhas 1 e 2 para aferição dos ângulos intervertebrais (AI) (verde) e linhas 3 e 4 para ângulos de cifose-lordose (ACL) (amarelo). Fonte: STEFANES, (2008)...30
- Figura 14– Radiografias de coluna cervical de suínos integra (grupo C), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral C3-C4, considerado anatomicamente normal em A, B e C.....34
- Figura 15 - Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por fenestração (grupo F), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado levemente reduzido em A, colapsado com espondilolistese em B e ampliado em C.34
- Figura 16– Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por estabilização intervertebral com “plug” de poliuretana de mamona (Ma), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado anatomicamente ampliado em A, B e C.35

- Figura 17 – Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por estabilização intervertebral com “plug” de metilmetacrilato (grupo Mt), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado anatomicamente ampliado em A, B e C.35
- Figura 18 – O gráfico ilustra de forma comparativa a relação entre os valores das mensurações de deslocamento total (DT) em milímetros (mm), angulação intervertebral (AI) e angulação de cifose-lordose (ACL) em graus, nos quatro tratamentos.38
- Figura 19 - Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por fenestração (grupo F), submetidas à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal e o posicionamento dos pontos médios das alturas das placas epifisiárias. A proximidade dos pontos (vermelho) denota o colapso intervertebral em B.39
- Figura 20 - Radiografias de coluna cervical de suínos submetidas à ensaios de flexão ventral em dois pontos. A linha pontilhada (verde) está posicionada no assoalho da vértebra C3 denotando a borda cranio-dorsal da vértebra C4 projetada no canal vertebral (seta). (A) representa grupo controle, (B) fenestrada e (C) estabilizada.40

LISTA DE QUADROS

	Página
Quadro 1 – Valores de deslocamento total (DT) de cada corpo de prova (Cp) obtidos pela soma dos resultados dos ensaios de flexão ventral (V) e dorsal (D) para cada subgrupo (UNESP – Jaboticabal, 2004 - 2008).	33
Quadro 2 – Os valores da mensuração dos ângulos intervertebrais para cada grupo (C, F, Ma e Mt) nos diferentes momentos do ensaio de flexão e seus valores corrigidos em relação ao ângulo de repouso. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).	36
Quadro 3 - Valores da mensuração dos ângulos de Cifose (-) e Lordose (+) para cada grupo (C, F, Ma e Mt), nos diferentes momentos do ensaio de flexão e seus valores corrigidos em relação ao ângulo de repouso. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).	37
Quadro 4 - Deslocamento total para os grupos controle (CDT), fenestrados (FDT), Tratados com mamona (MaDT) e Tratados com metacrilato (MtDT) em milímetros (mm); Amplitude angular intervertebral (AI) e cifose-lordose (ACL) do grupo controle (CAIT/CACLT), fenestrados (FAIT/FACLT), Tratados mamona (MaAIT/MaCLT) e Tratados metacrilato (MtAIT/MtCLT), respectivamente, em graus (°) obtido em cada corpo de prova (Cp). Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).	38
Quadro 5 – Valores médios da largura do EIV (mm) mensurados pela distância no ponto médio da altura do espaço intervertebral aferida nas radiografias em perfil para cada grupo nos diferentes momentos do ensaio de flexão. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).	39
Quadro 6 - Resultados da avaliação radiográfica da existência de descolamento da placa epifisiária (DPE) e da presença de espondilolistese (ESP), de todos os corpos de prova pertencentes aos diferentes grupos (controle	

–CT/ fenestrado – FNT/ metacrilato – Mt e mamona – Ma), nos diferentes momentos do ensaio de flexão. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).	41
---	----

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1 – Médias gerais, desvio padrão e amplitude de deslocamento total em milímetros para os grupos (CDT/FDT/MaDT/MtDT) e em graus para (CAIT/CACLT/FAIT/FACLT/MaAIT/MaACLT/MTAIT e MtACLT), na avaliação radiográfica.	42
---	----

RESISTÊNCIA MECÂNICA E ALTERAÇÕES RADIOGRÁFICAS DA DISTRAÇÃO E ESTABILIZAÇÃO INTERVERTEBRAL USANDO “PLUG” DE POLIURETANA DE MAMONA OU METILMETACRILATO

RESUMO - Espondilomielopatia cervical caudal é uma enfermidade que acomete cães de grande porte, principalmente os da raça Doberman Pinscher. Na maioria dos casos a etiologia é desconhecida. O principal achado é uma compressão da medula espinhal, podendo causar desde dor cervical a tetraplegia. O tratamento mais indicado é o cirúrgico, como as técnicas de distração-estabilização vertebral usando “*plugs*” de polimetilmetacrilato como distratores intervertebrais. Esse estudo avaliou por meio de testes biomecânicos e radiográficos o grau de instabilidade promovido pela fenestração do disco intervertebral, bem como o efeito de dois polímeros para promover distração-estabilização. Foram utilizadas colunas cervicais de suínos colhidas em frigorífico e tratadas utilizando polimetilmetacrilato e poliuretana de mamona no espaço intervertebral. Foram submetidas a ensaios mecânicos de flexão e avaliação radiográfica simultânea. Os deslocamentos em milímetros obtidos nos ensaios mecânicos foram comparados à mensuração dos ângulos intervertebrais (Cobb) e de cifose-lordose (Tangentes de Harrison). Concluiu-se que a fenestração intervertebral atuou como promotora de instabilidade e as técnicas de estabilização foram eficazes sem diferença entre os materiais. As radiografias simples corroboraram com os testes biomecânicos na determinação das alterações, tendo o auxílio igualmente dos métodos de Cobb e Harrison sem predileção. Este método pode ser usado no auxílio da detecção de instabilidade na EMCC no diagnóstico na clínica de pequenos animais.

Palavras chave: Instabilidade cervical, biomecânica, imagem

**BIOMECHANICAL TESTS AND RADIOGRAPHICS CHANGES OF
INTERVERTEBRAL DISTRACTION-STABILIZATION BY “CASTOR BEEN”
POLYMER OR POLYMETHIYL METHACRYLATE**

SUMMARY- Cervical caudal spondylomyelopathy is a disease that accounts primarily Dobermans Pinscher and other large-breed dogs. In most cases, the etiology is unknown. The common finds is a spinal cord compression leading to clinical sings from neck pain to tetraplegia. In the majority of cases the treatment is surgical like the distraction-stabilization techniques, using polymethyl methacrylate or “castor been oil” plugs as an intervertebral plug. Therefore, this study propose to evaluate the instability degree promoted for fenestration technique and distraction and stabilization effect by the polymers. For this study there were used porcine cervical vertebrae, treated and submitted to flexion tests and radiographs evaluation. The displacement in the mechanical tests was compared with the intervertebral angle measure (Cobb) and kiphosis-lordosis angle (Harrison Tangents). The conclusion is that fenestration techniques promote intervertebral instability and stabiliation techniques works similarly. Simple radiographies showed the same results like biomechanical tests using Cobb and Harrison methods with no difference. They might be helpful in wobblers syndrome.

Key words: Cervical Instability, biomechanics, Kinematics

1. INTRODUÇÃO

O presente estudo constitui a segunda etapa de um projeto desenvolvido e padronizado por Stefanos (2004), na sua dissertação de mestrado realizada junto ao programa de cirurgia veterinária, na Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV), da Universidade Estadual Paulista (UNESP) Câmpus de Jaboticabal. Na primeira etapa (dissertação) foram estudadas as alterações biomecânicas da coluna cervical de suínos. Nesta segunda etapa serão realizadas avaliações radiográficas dessas colunas e comparadas aos resultados biomecânicos.

A coluna é uma estrutura segmentada constituída por vértebras (cervicais, torácicas, lombares, sacrais e caudais), discos intervertebrais e estruturas ligamentares. Uma vértebra típica é composta por um corpo maciço e um arco vertebral. O conjunto dos arcos vertebrais forma o canal vertebral (DYCE, 1997).

Estende-se do crânio até a ponta da cauda e é capaz de curvar-se em qualquer direção. Possui três funções biomecânicas importantes: sustentação do esqueleto, eixo de movimentação do corpo e proteção da medula espinhal e raízes nervosas. Os choques são amortecidos devido à natureza esponjosa das vértebras, à presença de curvaturas normais e à elasticidade dos discos intervertebrais, que agem como mola pela presença do núcleo pulposo (FRACCAROLI, 1981; MACHADO, 1996).

Os diferentes tipos de lesões da coluna cervical podem levar a instabilidade vertebral decorrente de alterações ligamentares, ósseas e/ou do disco intervertebral. A espondilomielopatia cervical caudal ou “síndrome de wobbler” é umas dessas enfermidades, que acomete especialmente cães de grande porte. A estabilização vertebral é recomendada como tratamento de eleição, e como a congruência articular nem sempre é passiva de ser restabelecida, é por meio de artrodese intervertebral que se procura obter a estabilidade necessária para sustentação da carga exercida sobre o pescoço (SOUZA, 2001).

Uma das formas de se obter fusão vertebral é a técnica de distração e estabilização com o uso do polimetilmetacrilato como distrator intervertebral. A

ausência de integração óssea limita de certa forma o êxito em formar um bloco consistente e homogêneo entre o implante e os corpos vertebrais. Dentre os implantes conhecidos, é comum o uso de polímeros sintéticos, no entanto estes apresentam a desvantagem de grande dissipação de calor durante a reação de polimerização, podendo causar lesões degenerativas nos tecidos adjacentes.

Novas substâncias vêm sendo estudadas quanto a sua biocompatibilidade e osteointegração. Para tanto, podem ser utilizadas diferentes metodologias na realização desses experimentos. Por razões práticas, o estudo experimental do disco intervertebral tem sido conduzido pelo congelamento prévio dos espécimes (ADAMS & HUTTON, 1983; SEROUSSI et al., 1989).

O uso de um modelo experimental com o mínimo de variáveis confere maior confiabilidade aos resultados. Isto pode ser conseguido pelo uso de material biológico proveniente de animais de raça, tamanho, idade e peso padronizados. A metodologia utilizada também deve ser criteriosamente delineada e aplicada sem distinção para todos os espécimes. Modelos biomecânicos podem ajudar a compreender o mecanismo básico das injúrias e disfunções, ajudando na prevenção, diagnóstico e tratamento dos problemas clínicos (PANJABI, 1998).

A biomecânica é a ciência que estuda os movimentos e seus efeitos em organismos vivos (MENEZES FILHO, 1987). Estudos biomecânicos são importantes para avaliar a eficácia de novas técnicas de estabilização e o aperfeiçoamento de diferentes estruturas e materiais de fixação (BRASIL et al., 1999).

São inúmeras as metodologias hoje utilizadas na rotina hospitalar para avaliar clinicamente este tipo de injúria. Novas tecnologias de imagem vêm se dissipando rapidamente nos países onde a Medicina e a Medicina Veterinária são mais desenvolvidas. No entanto, as radiografias simples e contrastadas ainda são o método mais difundido para aferir anormalidades da coluna vertebral, embora não seja considerada uma técnica muito precisa para isto.

Stefanes em 2004 padronizou a metodologia para estudo biomecânico da coluna cervical de suínos, e avaliou a influência mecânica da fenestração do disco na estabilidade da coluna cervical comparando dois polímeros para estabilização

intervertebral. Observou macroscopicamente significativa mobilidade na avaliação biomecânica das amostras fenestradas comparadas com o controle, embora estatisticamente não significativa. Os polímeros mostraram-se semelhantes e quando comparados com o grupo fenestrado apresentaram-se igualmente eficazes.

Com este estudo, objetivou-se avaliar a correlação entre as alterações radiográficas (angulares, colapsos e listeses) e os deslocamentos encontrados por Stefanos (2004) das colunas cervicais de suínos submetidas a testes biomecânicos de flexão.

Da mesma forma, delectar o efeito de três tratamentos (fenestração do disco, estabilização intervertebral com poliuretano de mamona ou com polimetilmetacrilato) em ambos os métodos de avaliação.

Também o de avaliar a aplicabilidade dos métodos de aferições angulares em radiografias simples, no diagnóstico de instabilidade intervertebral.

E finalmente, teve-se por objetivo indireto, trazer para dentro da clínica neurológica de pequenos animais as informações obtidas na avaliação radiográfica e biomecânica da coluna cervical de suínos, no intuito de auxiliar no diagnóstico e tratamento da EMCC.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Para a realização deste estudo, faz-se necessário compreender alguns conceitos de biomecânica, imagem, e entender o mecanismo de novas tecnologias e materiais. A metodologia utilizada está fundamentada nas técnicas de estabilização intervertebral da coluna cervical, fazendo uso de polímeros de mamona e polimetilmetacrilato como implantes. Da mesma forma, julga-se importante assimilar o conhecimento básico sobre a etiopatogenia e terapêutica da Espondilomielopatia Cervical Caudal que levam a instabilidade, pois esta é a enfermidade alvo da realização deste estudo.

2.1. Espondilomielopatia cervical caudal

Espondilomielopatia cervical caudal (EMCC) ou “síndrome de wobbler” afeta cães de raças de grande porte ou gigantes, particularmente Dobermans Pinscher e Dinamarqueses (WHEELER & SHARP, 1999). Na maioria dos casos a etiologia é desconhecida, entretanto, pode estar relacionada a trauma, nutrição inadequada e hereditariedade (SEIM & WITHROW, 1982; SHORES, 1984; Van GUNDY, 1989; BRUECKER & SEIM, 1993).

Embora a etiologia da EMCC possa estar relacionada à instabilidade vertebral, estenose do canal vertebral, hérnia de disco, hipertrofia ligamentar, proliferação da cápsula articular ou presença de osteófitos, o fator comum em todos os casos é a existência de algum grau de compressão medular. Os sintomas clínicos podem variar desde dor cervical a tetraplegia. Normalmente, o efeito deletério da função neurológica é crônico e progressivo, no entanto, em alguns casos os sinais podem ser agudos (MASON, 1979; SEIM & WITHROW, 1982; SHORES, 1984; BRUECKER et al. 1989b; Van GUNDY, 1989; BRUECKER & SEIM, 1993; READ *et al.*, 1993).

O diagnóstico pode ser realizado mediante exame radiográfico. Primeiramente devem ser feitas projeções laterais em extensão normal e flexão moderada. Somente após aferir que as compressões são de natureza dinâmica, e estas forem exacerbadas pela flexão e extensão, devem ser hiperestendidas e totalmente

flexionadas. A hiperextensão forçada pode ser útil nos animais com a lâmina dorsal alongada, espessada e ainda com hipertrofia, hiperplasia, ou espessamento do ligamento longitudinal dorsal e anel fibroso (OLSSON *et al.*, 1982; SEIM & WITHROW, 1982).

Com a evolução das técnicas de diagnóstico por imaginologia, a precisão no diagnóstico da espondilomielopatia melhorou muito nesses últimos anos. Da Costa *et al.* (2006) fez um estudo comparativo usando exame contrastado de mielografia e ressonância magnética (RM) em Dobermans Pinscher com sintomas clínicos da doença. Observou-se discordância entre os dois métodos em alguns pacientes em relação à natureza dinâmica ou estática, sendo que a RM mostrou-se bem efetiva na avaliação do parênquima medular. Apesar da mielografia poder identificar a localização da lesão na maioria dos pacientes, as imagens de RM parecem ser mais precisas na localização do ponto principal de compressão, severidade, e a natureza da compressão medular.

O tratamento medicamentoso pode ser efetivo nos casos mais brandos de EMCC (SHORES, 1984; ELLISON *et al.*, 1988; GORING *et al.*, 1991; SEIM & BRUECKER 1993; READ *et al.*, 1993; BRUECKER & SEIM, 1993). Em casos de deficiência neurológica severa, ou naqueles nos quais a progressão dos sinais é lenta e previsível, geralmente se recomenda intervenção cirúrgica (SHORES, 1984; SEIM & BRUECKER, 1993).

Os tratamentos, clínico e cirúrgico, recuperam ou estabilizam a condição clínica da maioria dos cães. O cirúrgico parece acentuar o desenvolvimento de novos pontos de compressão medular e lesões nos locais com alterações pré-operatórias. No entanto, não foi observada importância clínica dessas alterações. A progressão das anormalidades encontradas na ressonância magnética (RM) foi notavelmente menor nos animais tratados clinicamente do que os tratados cirurgicamente (Da COSTA & PARENT, 2007).

As opções cirúrgicas variam dependendo da classificação da doença e do tipo de lesão (compressiva for estática ou dinâmica) (ELLISON *et al.*, 1988; BRUECKER *et al.* 1989a, b; BRUECKER & SEIM, 1993; SEIM & BRUECKER, 1993). Para

compressões medulares dinâmicas por tecidos moles, as quais são tipicamente observadas nos cães da raça Dobermann, são descritos diversos procedimentos: fenestração (MASON, 1979; LINCOLN & PETTIT, 1985; READ et al., 1993); “slot” ventral (READ et al., 1993); laminectomia dorsal (TROTTER et al., 1976; CHAMBERS & BETTS, 1977); descompressão em forma de cone invertido (GORING et al., 1991); fusão espinhal pelo uso de parafusos (CHAMBERS & BETTS, 1977) ou parafusos e arruelas (McKEE et al., 1989). Além de distração e estabilização pelo uso de parafusos intervertebrais (ELLISON et al., 1988; BRUECKER et al., 1989a), placas plásticas (BRUECKER et al., 1989b), “haste de Harrington” ou pinos e polimetilmetacrilato (BRUECKER et al., 1989a). Enxertos ósseos córtico-esponjosos ou esponjosos geralmente são utilizados juntamente com técnicas de distração para promover fusão óssea (BRUECKER & SEIM, 1993).

A maioria dos pesquisadores concorda que a instabilidade cervical está envolvida na patogênese da EMCC, e que os déficits neurológicos são causados por compressão medular (SEIM & WITHROW, 1982; Van GUNDY, 1989). Procedimentos que não envolvem descompressão, como a fenestração, raramente têm sucesso isoladamente (LINCOLN & PETTIT, 1985). A aplicação isolada de um parafuso intervertebral pode aumentar a compressão medular por empurrar o anel fibroso dorsal e o ligamento longitudinal para o canal vertebral, exacerbando os sinais sintomas (McKEE et al., 1989). A descompressão pode ser alcançada por acesso direto ao canal medular e completa remoção da massa compressiva ou por tração linear e estabilização (GORING et al., 1991).

Segundo Wheeler & Sharp (1999), a indicação primária para a distração e fusão vertebral é a presença de componente dinâmico na compressão da medula espinhal. A distração freqüentemente fornece rápido alívio da dor cervical, provavelmente em virtude da descompressão das raízes nervosas no espaço intervertebral afastado.

O prognóstico de pacientes tratados conservadoramente é reservado, mas também depende da classificação da gravidade dos sintomas neurológicos e do número de lesões. Daqueles tratados cirurgicamente, depende da classificação da

doença, da gravidade do déficit neurológico, do número de lesões, do método de terapia disponível e da qualidade dos cuidados pós-operatórios (SEIM, 2002).

2.2. Técnicas de distração-estabilização vertebral

White III et al. (1976) descreveram como conceito de instabilidade a incapacidade da coluna, sob cargas fisiológicas, de manter as relações entre as vértebras, causando subsequente irritação da medula ou raízes nervosas.

Estudando a instabilidade causada pela fenestração do disco intervertebral por meio de ensaios mecânicos e radiografias comparadas nos momentos fletores e extensores, Macy et al. (1999) relataram que este procedimento aumenta a amplitude de movimento e leva a um deslocamento angular na flexão e extensão.

Segundo Roy-Camille et al. (1983 e 1992) e Sutterlin III et al. (1988) a instabilidade posterior ou anterior em humanos, o que corresponde a dorsal e ventral nos animais, deve ser tratada por fusão pelo acesso respectivo.

Os primeiros registros das técnicas de distração-estabilização por via anterior são da década de 50 do século XX, quando Van Wagenen usou fragmentos ósseos no espaço intervertebral (HAMBY & GLASER, 1959). São vantagens atribuídas às técnicas de tração linear, a completa descompressão e estabilização vertebral na condição de compressão dinâmica primária e menores riscos de traumas iatrogênicos na medula (BRUECKER et al. 1989a, b; BRUECKER & SEIM, 1993; SEIM & BRUECKER, 1993). É esperado prognóstico de favorável a excelente na maioria dos pacientes que preservam a função locomotora (SEIM, 2002).

Distração e estabilização pela via anterior conferem de modo geral bons prognósticos nos casos de síndrome de dor radicular isolada, causada por osteófitos nas foraminas. A remoção dos osteófitos faz-se desnecessária uma vez que os sintomas de dor radicular são aliviados pela ampliação dos forames intervertebrais e consequente descompressão das raízes nervosas. O resultado esperado em longo prazo é a artrodese intervertebral (KARASICK, 1993).

O posicionamento em flexão do pescoço no tratamento de lesões vertebrais por tração aumenta o distanciamento do espaço intervertebral dorsal (VAUGHN et

al., 2006). A tração vertebral para colunas cervicais de humanos sempre foi realizada com 30° de angulação ventral (SAUNDERS & SAUNDERS, 1995), e historicamente a tração a 0° está associada com aumento dos sintomas radiculares. No entanto, Vaughn et al. (2006) sugere que tração a 0° oferece aumento significativo no espaço intervertebral anterior e que não há diferença significativa entre 0° e 30° graus em relação ao posterior.

Técnicas de distração e estabilização são procedimentos exigentes quanto aos implantes utilizados. Falhas nestes implantes e injúrias iatrogênicas são descritas como complicações em potencial (ELLISON et al., 1988; BRUECKER et al. 1989a, b; BRUECKER & SEIM, 1993).

Para Whitecloud III (1999), Vários materiais são empregados e o mais comum é o enxerto ósseo. As limitações e dificuldades relativas aos enxertos ósseos autólogos, homólogos e heterólogos estimulam a busca de substitutos ósseos para as mais diversas aplicações.

Cloward (1952 e 1953) relatou o uso de “plugs” ósseos sólidos. Gardner e Wiltberger citados por Hamby & Glaser (1959) empregaram material plástico. No entanto, estes autores consideraram que o método não apresentou resultados expressivos.

Implantes metálicos são desenvolvidos e estudados, porém são relatadas falhas como migração do implante, degeneração do espaço adjacente, mielopatia estenótica e não união (MATGE 1998; MAJD 1999; HACKER et al., 2000). Além disso, funcionam como artefatos nas imagens de tomografia e ressonância complicando o diagnóstico precoce de alterações (SCHULTE et al., 2000). Dentro deste contexto, Kandziora et al. (2004) correlacionam o aumento progressivo nos procedimentos de revisões por falha nos implantes metálicos ao aumento no intervalo de avaliações.

A primeira citação do uso de polimetilmetacrilato para a realização desta técnica foi de Cleveland em 1955, sendo, nesta época, considerado mecanicamente superior aos materiais anteriormente utilizados.

No seu estudo, utilizando 22 cães portadores de EMCC, Dixon et al. (1996) descreveram como vantagens em potencial da técnica de distração e estabilização com polimetilmetacrilato o menor índice de falhas nos implantes, quando comparada àquelas que usam parafusos e resina acrílica. Além disso, os mesmos autores destacam o fato de oferecer menos riscos à medula, por não invadir o canal vertebral, e facilitar o tratamento de mais de um disco adjacente.

Fransson et al. (2007), utilizando modelos ovinos, realizou a técnica de distração e estabilização com “plugs” intervertebrais de polimetilmetacrilato após ter feito “slot” ventral, observaram que o efeito a longo prazo (24 semanas) desta técnica promove adequada estabilidade, semelhante à conseguida no pós-operatório imediato. No entanto, as mensurações feitas com oito semanas mostram que o conjunto perdeu estabilidade nesse período, culminando na redução do espaço intervertebral.

2.2.1 Polimetilmetacrilato

O polimetilmetacrilato (PMMA) é constituído por um monômero líquido (metacrilato de metila), e um polímero em pó. A proporção ideal para a mistura é de 1:3 monômero:polímero (PHILLIPS, 1993). Após a polimerização, a mistura apresenta-se como uma resina transparente, com propriedades ópticas semelhantes às do vidro (SMITH et al., 1986), do tipo I, sendo assim classificada como acrílica (ELLISON et al., 1998).

Uma possível reação alérgica ou inflamatória pode ocorrer devido à presença de monômeros residuais como peróxido de benzoíla, hidroquinona ou pigmentos (PHILLIPS, 1993), ou qualquer produto da reação de polimerização, como o formaldeído. Em casos de excesso de monômero resultante de polimerização parcial, o destino do material excedente pode ser a corrente linfática e sangüínea, podendo alojar-se no fígado, rins ou ser eliminado em excretas (WAERHAUZ & ZANDER, 1957).

Em animais, o polimetilmetacrilato algumas vezes pode desencadear reação de hipersensibilidade. O leito receptor do implante pode apresentar reação tecidual,

migração de macrófagos e células gigantes, resultando em necrose tecidual (OBRIEN & RYGE, 1981), podendo ser devido à exposição térmica decorrente da polimerização. Segundo Ignácio (1995 e 1999), pode emitir gases tóxicos e ainda provocar fenômenos tromboembólicos.

A temperatura varia entre 40 e 110°C, dependendo da espessura do implante. Conseqüentes danos ósseos são apontados como possíveis causas de perda de estabilidade no foco receptor. Em humanos, necrose óssea pode ser observada histologicamente nos casos com mais de 70°C (BERMAN et al., 1984). Como a reação exotérmica está intimamente ligada à espessura, então deve-se utilizar a menor possível capaz de promover a ação desejada (CALDERALE & PIPINO, 1983).

Almeida (2002) utilizando o polimetilmetacrilato para estabilização vertebral em cães, não encontrou reações teciduais, nem alterações hepáticas ou renais em seu experimento. Para tanto, realizou radiografias, exames hematológicos e avaliação de proteínas de fase aguda.

2.2.2 Poliuretana de mamona

Em 1984, o grupo de química analítica e tecnologia de polímeros do Instituto de Química da Universidade de São Paulo, em São Carlos coordenado pelo Prof. Dr. Gilberto Chierici, desenvolveu um novo polímero derivado do óleo de mamona (*Ricinus communis*). A poliuretana de mamona é derivada de um polioli (poliéster obtido a partir de um ácido graxo vegetal) e do difenilmetanodiisocianato (IGNÁCIO, 1995).

A poliuretana tem fórmula molecular compatível com os tecidos vivos, apresentando aspectos favoráveis de processabilidade, flexibilidade de formulação, controle de pico exotérmico (42 a 45°C) na transição líquido-sólido, excelentes propriedades estruturais, ausência de emissão de vapores tóxicos, bom poder de adesão a metais, não liberação de radicais tóxicos quando implantada e custo acessível. Pode ser utilizada na forma pura ou em associação com o carbonato de cálcio, a qual tem por objetivo principal fornecer cálcio a região da interface osso/

polímero (IGNÁCIO, 1995), embora aumente a rigidez a elasticidade diminuiu, com conseqüente queda na porcentagem de deformação (CLARO NETO, 1997).

Segundo Ignácio (1995), quando em contato com o meio líquido há aumento de volume da mistura por reação primária com a água. Claro Neto (1997), ao estudar o comportamento mecânico da poliuretana concluiu que a conformação polimérica durante a confecção dos corpos de prova, é fator decisivo nos resultados, visto que a presença de bolhas (produzidas durante a homogeneização), mesmo que microscópicas, podem provocar pontos de tensão em determinadas regiões.

Ohara et al. em 1995 analisaram a biocompatibilidade da resina poliuretana de mamona implantada intra-articular no côndilo femoral em coelhos e não encontraram crescimento bacteriano nas culturas obtidas ou qualquer alteração patológica nos rins, fígado e baço, ocorrendo ossificação após 40 dias com presença de abundantes osteoblastos e trabéculas ósseas neoformadas.

Em outro estudo, Ignácio (1995), utilizando cimento derivado da poliuretana de mamona no preenchimento de falhas osteoperiosteais em rádio de coelhos, concluiu que esta apresenta propriedade de osteocondutividade, sem sinais de toxicidade e que o material oferece resistência mecânica capaz de suportar as forças exercidas pela marcha normal no pós-operatório imediato.

Quanto à toxicidade deste material, em análise histológica, não foi verificada a presença de células gigantes e reação tipo “corpo estranho” (IGNÁCIO, 1995; OHARA et al., 1995).

A biocompatibilidade foi comprovada por Carvalho et al. (1997) ao observarem a osteointegração progressiva, sem reações inflamatórias ou de corpo estranho após seis semanas da implantação de grânulos da poliuretana em alvéolo dental de ratos.

Ignácio relata em 1996 ter observado osteoindução e osteocondução pelos cilindros de mamona em falhas ósseas de rádios de coelhos. No entanto, descreve que o polímero não interfere na neoformação óssea, sugerindo a realização de mais pesquisas sobre estas propriedades. Entretanto Silva (2000), com a substituição parcial do tendão calcâneo comum de coelhos por prótese de poliuretana de

mamona, verificou a existência de biocompatibilidade e a integração em torno da prótese por meio de proliferação de tecido conjuntivo.

Em 2001 Maria, introduzindo um pino de poliuretana de mamona na face medial proximal de tíbia de cães, no intuito de deslocar lateralmente a crista tibial em casos de luxação medial de patela, concluiu que a poliuretana não desencadeou processos infecciosos ou de rejeição no tecido hospedeiro e foi biocompatível permanecendo ao longo do tempo, sem osteointegração.

Zilioto et al. (2003) em seu estudo, utilizando enxerto ósseo cortical alógeno preenchido por poliuretana de mamona ou polimetilmetacrilato em radio de cão, observou que aos 150 dias houve neoformação de tecido ósseo em torno dos polímeros sem haver osteointegração. Com base nos dados obtidos o autor concluiu que a mamona e o metilmetacrilato apresentaram comportamentos semelhantes.

A biocompatibilidade e a possibilidade de crescimento ósseo ao redor e nos poros da resina poliuretana de mamona possibilitariam grande variedade de utilização do material no campo ortopédico, como por exemplo, na função de “espaçador” substituindo o emprego de enxerto ósseo nos casos de perdas ósseas, realização de próteses, ligamentos artificiais e muitas outras (OHARA et al.,1995).

2.3. Ensaios mecânicos

Ensaios mecânicos são utilizados em engenharia para determinar as propriedades mecânicas de um material e podem ser destrutivos ou não destrutivos. Entre os mais comuns estão os de tração, impacto, dobramento, flexão, torção, fadiga e compressão (SOUZA, 1982).

Panjabi et al. (1988) descrevem três tipos de testes biomecânicos: resistência, fadiga e estabilidade. O de estabilidade avalia os movimentos multidirecionais da coluna, sob aplicação de cargas variadas e em sentidos diversos (CRISTANTE et al., 2002), podendo ainda medir a rigidez e as amplitudes de movimento do corpo de prova (BRASIL et al., 1999).

Os ensaios podem ser classificados de acordo com a velocidade de aplicação das cargas em: estáticos (baixa velocidade) e dinâmicos (alta velocidade). Dentre os

estáticos estão os de tração, compressão, torção, cisalhamento e flexão. Já nos dinâmicos estão os de fadiga e impacto (HOLANDA, 1999).

Modelos biomecânicos “*in vitro*” podem ser constituídos por espécimes de cadáveres humanos ou animais. A principal aplicabilidade destes modelos é para testar a resistência, fadiga, e estabilidade do espécime vertebral ou da coluna mais instrumentação (PANJABI et al., 1988). Estudos biomecânicos utilizando cadáveres são limitados e inconstantes, podendo variar com a idade, densidade mineral óssea e por alterações degenerativas. Os espécimes da coluna de suínos são muito utilizados para comparação entre espécies, principalmente com humanos, e fornecem dados biomecânicos consistentes (GRUBB et al., 1998; HAKALO et al., 2008), pois são similares no plano sagital (flexão-extensão), porém não no plano frontal (curvatura lateral e rotação axial), ressaltando assim os cuidados na interpretação dos resultados (SCHMIDT et al., 2005).

Para a realização dos ensaios são utilizadas máquinas especiais compostas basicamente de duas partes. Nos de flexão em dois pontos, um é fixo e outro é móvel. No fixo é engastado o corpo de prova e no móvel ocorre a atuação de forças por um sistema de redução (BATISTA, 2003).

As principais propriedades mecânicas dos materiais são forças nos limites máximo e de elasticidade, rigidez, resiliência e tenacidade (SHIMANO & SHIMANO, 2000).

Nos ensaios dos materiais, em geral, as propriedades mecânicas são determinadas e avaliadas por meio de gráficos como: tensão x deformação, carga x alongamento, carga x deflexão e outros. Na fase de deformação elástica, as curvas apresentam uma região linear e ao cessarem os esforços, o material volta às suas dimensões originais. O mesmo não acontece na fase plástica, o corpo de prova não volta mais às dimensões originais, a curva deixa de ser linear e apresenta comportamento imprevisível, portanto, passa a não existir proporcionalidade entre as variáveis. A região de transição entre as duas fases é chamada limite de escoamento. Após o escoamento ainda ocorre aumento das tensões e, a seguir, diminuição e ruptura do material (SOUZA, 1982).

O módulo de elasticidade ou de Young, é a constante válida na fase elástica e que define a relação entre a força aplicada e a deformação gerada no material. Quanto maior este módulo, maior a rigidez do material (BATISTA, 2003).

A amplitude de movimento da coluna é definida como sendo a soma da amplitude passiva (zona neutra) e da elástica (PANJABI, 1992a e b). A zona neutra é a porção achatada da curva, na qual a atuação dos elementos de estabilização passiva (disco, ligamentos, cápsula articular) ainda é pequena na restrição do movimento. Já na zona elástica, estes elementos ficam tensos, e o movimento é reprimido. Danos aos elementos passivos (por trauma ou degeneração) ocorrem em muitos casos resultando no aumento do tamanho da zona neutra (MACY et al., 1999).

Em bioengenharia, pode-se utilizar amostras de cortical óssea ou estruturas complexas como um osso inteiro combinado com implantes. Mesmo assim, a interpretação dos fenômenos observados durante os ensaios mecânicos pode ser explanada contanto que as propriedades biológicas sejam respeitadas (ENGEL, 1995).

2.4. Avaliação radiográfica da coluna vertebral

Radiograficamente, a coluna vertebral é bem complexa. Por isso deve ser corretamente exposta e posicionada. Estreitamentos dos espaços intervertebrais e anormalidades de estruturas não alteradas podem ser mal interpretados por estarem nas extremidades das radiografias ou por imagens de qualidade ruim. São recomendadas radiografias em pelo menos dois planos, lateral e ventro-dorsal. Na região cervical, deve-se centralizar o feixe de raio em C3-C4 e obter imagens com sobreposição dos processos transversos (FERRELL et al., 2007).

Uma alteração comumente observada é a espondilolistese. Do Grego *spondyl* (coluna) e *olisthesis* (deslizamento), refere-se ao deslocamento do corpo vertebral em relação ao seguinte, muito comum na região lombossacra (WILTSE, 1983).

Ferrell et. al. (2007) sugerem que o posicionamento em flexão e extensão pode ser interessante, tanto em radiografias simples como contrastadas, para

observar hipertrofias ligamentares e más-formações. Outro artifício que pode ser utilizado são as radiografias dinâmicas relaxadas e tracionadas.

Radiografias em extrema extensão e flexão podem promover artefatos e sugerir falsas lesões. Subluxações falsas ou lesões por pinçamento são freqüentemente criadas por posicionamento fletido. Existe significativa variação individual na angulação vertebral durante a flexão e extensão da coluna cervical (WRIGHT, 1977 e 1979a). Esta variação normal dos ângulos vertebrais com as mudanças de posição do pescoço podem facilmente levar a uma má interpretação e erro diagnóstico.

Em alguns casos, subluxações com ou sem deformação vertebral ou estenose pré-disponente, são de fato, a causa da compressão medular. Isto pode ser confirmado por mielografia, comparando com as projeções flexionadas e estendidas. Outros estudos confirmam o valor da mensuração do diâmetro sagital no diagnóstico de estenoses do canal vertebral (WRIGHT, 1979b).

Abreu (2007), na avaliação radiográfica da coluna lombossacra, medindo cinco ângulos em cada paciente na posição ortostática em perfil, considerou os ângulos como positivos quando em lordose e negativos quando em cifose.

O uso de radiografias em flexão e extensão na avaliação de trauma vertebral, no pré-operatório é para identificar instabilidades em potencial, embora a metodologia de radiografias dinâmicas em doenças degenerativas ainda não é bem definida. No estudo de uma população de seres humanos, portadora de doenças degenerativas, a aplicabilidade de imagens em flexão e extensão não foi significativa, onde apenas 1% de espondilolistese fora identificada. Esses dados, em conjunto com o custo extra e a exposição à radiação associada com as projeções adicionais, não abonam uso de radiografias em extensão e flexão como primeira opção para pacientes com suspeitas cervicais degenerativas (WHITE, 2007).

Macy et al., (1999) avaliaram o efeito da fenestração como promotor de instabilidade, estudando o ângulo formado entre os corpos vertebrais adjacentes ao espaço fenestrado por meio de imagem radiográfica, observando a perda da estabilidade nas colunas submetidas à fenestração.

Alguns aspectos poderiam influenciar na eficácia das radiografias de flexão e extensão, Reitman et. al., (2004) avaliaram por fluoroscopia variações que podem ocorrer nesses movimentos em pacientes saudáveis e concluíram que se deve ter atenção com os movimentos de rotação, translação e deslizamento.

Existem algumas formas de se aferir as angulações apresentadas pela coluna vertebral. Lippman em 1934 citado por Harrison et al. (2000), introduziu a avaliação do ângulo intervertebral com linhas posicionadas nas placas terminais de cada vértebra. O mesmo autor relata que esse procedimento popularizou-se por Cobb em 1948 e é utilizado com algumas adaptações até os dias de hoje.

Outro método seria a utilização do posicionamento de linhas nas tangentes posteriores das vértebras, aferindo dessa forma os ângulos de cifose e lordose (HARRISON et al., 2000).

3. MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste estudo, foi necessário padronizar a metodologia de preparo e conservação dos espécimes, bem como dos testes biomecânicos e radiográficos. Esse processo foi realizado por Stefanos (2004), que preconizou um modelo experimental com o mínimo de variáveis para a realização de testes biomecânicos.

Foram obtidas em frigoríficos, 20 colunas cervicais de suínos da raça Landrace, com seis meses de idade, pesando em média 80 kg, sem distinção de sexo.

3.1. Preparo das amostras

Na fase de preparo foi removida toda a massa muscular dos segmentos cervicais. Este procedimento foi feito a fresco, evitando danificar as estruturas ligamentares e o disco intervertebral, tomando o cuidado de minimizar a desidratação dos tecidos, irrigando freqüentemente com solução fisiológica.

A primeira (Atlas) e a última (C7) vértebras cervicais foram removidas e os segmentos então obtidos (C2-C6) foram pesados e selecionados entre 250g a 300g.

3.2. Delineamento experimental

Os segmentos cervicais devidamente preparados foram distribuídos aleatoriamente nos seguintes grupos:

Grupo controle (C): cinco colunas sem qualquer intervenção.

Grupo fenestrado (F): cinco colunas fenestradas.

Grupo poliuretana de mamona (Ma): Cinco colunas fenestradas e tratadas pela técnica de distração e estabilização com “plug” de poliuretana de mamona.

Grupo polimetilmetacrilato (Mt): Cinco colunas fenestradas e tratadas pela técnica de distração e estabilização com “plug” de polimetilmetacrilato.

3.3. Técnica cirúrgica

3.3.1. Fenestração do disco intervertebral

Os grupos F, Ma e Mt foram submetidos à técnica de fenestração do disco intervertebral entre a terceira e a quarta vértebras cervicais (C3-C4). Este espaço foi adotado por situar-se na região central entre o ponto de fixação do conjunto (C5-C6) e o ponto de aplicação de carga (C2).

Uma janela medindo aproximadamente dois terços da largura do corpo vertebral foi criada, ventralmente, no anel fibroso do disco intervertebral (C3-C4), usando lâmina de bisturi número 15 (Figuras 1 e 2). A remoção do núcleo pulposo e a curetagem das porções lateral e dorsal do anel fibroso foram cuidadosamente realizadas utilizando-se um esculpador de Andrews nº 02, curetas odontológicas (3/4 – 5/6) de Grace (Figura 3) e uma perfuratriz de alta rotação¹ com fresa esférica de 2 mm de diâmetro.

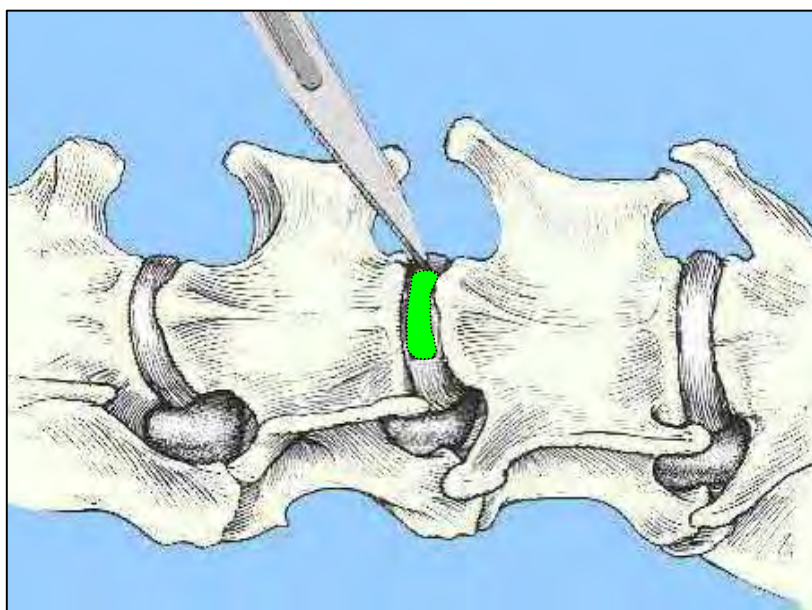


Figura 1 – Representação esquemática do método de fenestração. O anel fibroso ventral é seccionado (verde) para permitir acesso ao núcleo pulposo. (Fonte: Modificado Wheeler & Sharp, 1999)

¹ Micro Retífica - Dremel MultiPro



Figura 2 – Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno onde se vê o início da incisão do anulo do disco intervertebral C3-C4 com lâmina de bisturi nº 15. O pontilhado delimita a porção do anel a ser removida. Fonte: STEFANES et al. (2004)

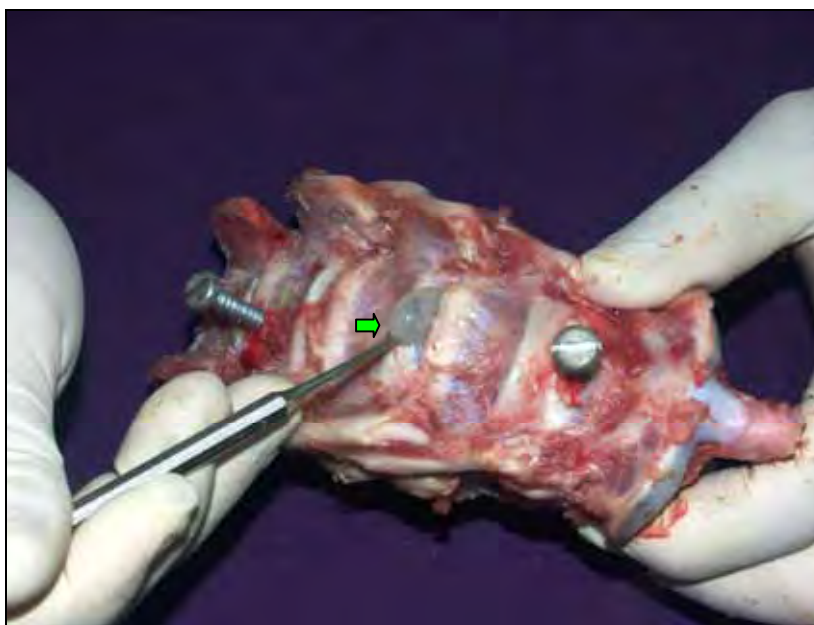


Figura 3– Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno ilustrando a retirada do núcleo pulposo (seta) do disco intervertebral C3-C4 utilizando um esculpidor de Andrews nº2. Fonte: STEFANES et al. (2004)

3.3.2. Técnica de distração-estabilização

3.3.2.1. Distração vertebral

Para a realização da distração vertebral foi utilizado um distrator metálico ancorado ao segmento de coluna por dois parafusos com aproximadamente cinco centímetros de comprimento, posicionados na linha média ventral dos corpos vertebrais de C2 e C5. O limite de distração foi estabelecido com base na resistência elástica das estruturas ligamentares obtendo-se a distância intervertebral de 10 a 15mm no espaço intervertebral C3-C4 (Figura 4).

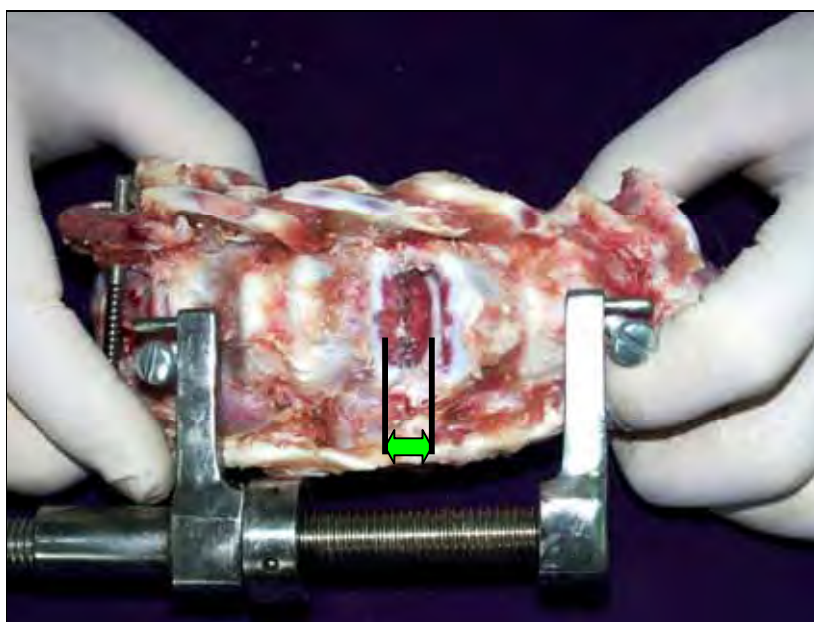


Figura 4 – Fotografia de um segmento de coluna cervical de suíno com distrator vertebral metálico ancorado em parafusos implantados nos corpos vertebrais de C2 (direita) e C5 (esquerda). A seta entre as barras aponta o espaço intervertebral (10 a 15 mm) obtido após a realização da distração. Fonte: STEFANES et al. (2004)

3.3.2.2. Preparo do espaço intervertebral

Usando a perfuratriz elétrica de alta rotação com fresa esférica de 3mm de diâmetro, um orifício (6 mm de amplitude lateral x 4 mm de amplitude dorso-ventral x 4 mm de profundidade) foi criado próximo ao centro de cada uma das placas terminais dos corpos vertebrais do espaço C3-C4 (Figuras 5 e 6). Os *debris* resultantes da realização dos orifícios foram retirados para que a fixação do polímero não fosse prejudicada (Figura 7).

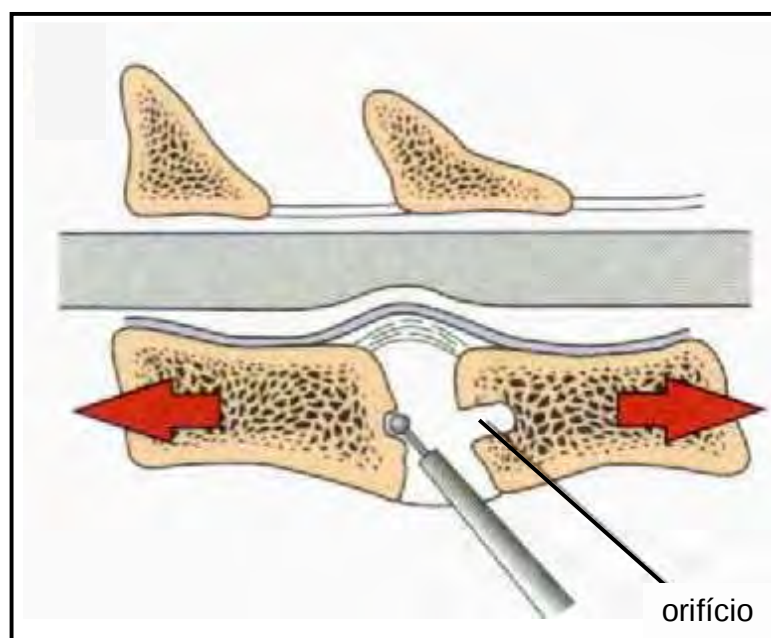


Figura 5 – Representação esquemática da criação dos orifícios de ancoramento nas placas terminais cranial e caudal do espaço intervertebral cervical. As setas apontam o sentido da tração linear aplicada aos corpos vertebrais adjacentes. Fonte: SEIM (2002)

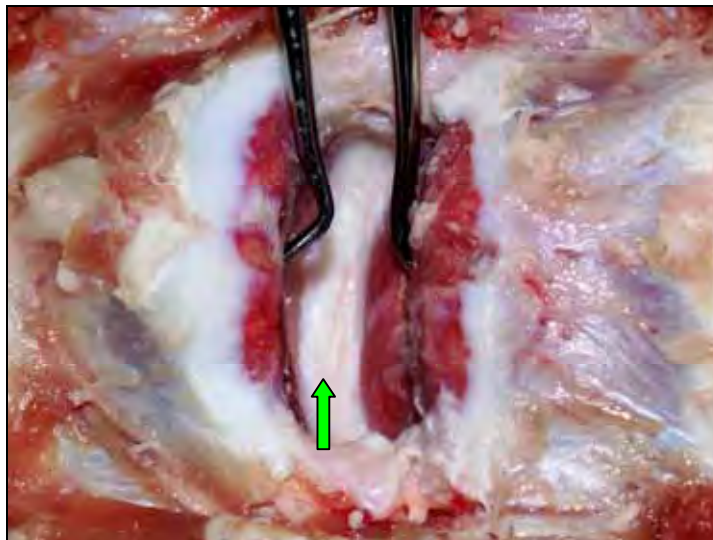


Figura 6 – Fotografia do aspecto ventral do espaço intervertebral C3-C4 fenestrado e sob efeito de distração de coluna cervical de suíno. A seta verde aponta o anel fibroso dorsal intacto e as curetas apontam a localização dos orifícios criados na placa terminal de cada vértebra. Fonte: STEFANES et al. (2004)

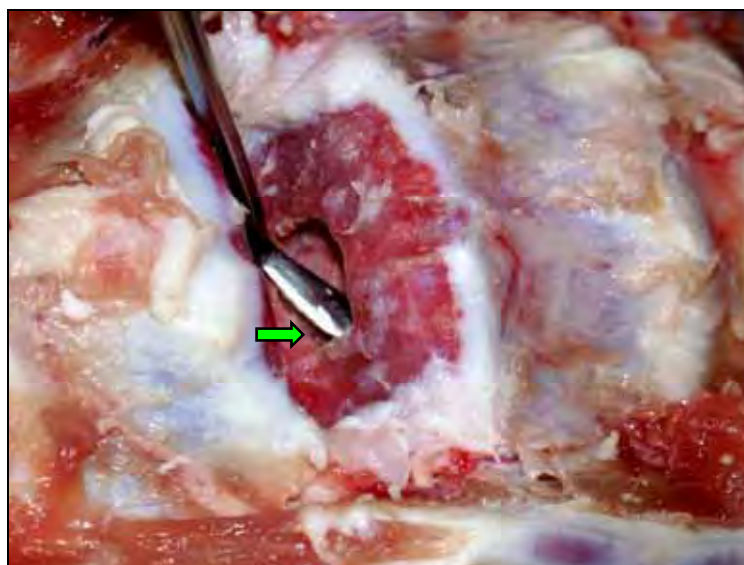


Figura 7 – Fotografia de vista oblíqua do espaço intervertebral C3-C4 de segmento de coluna cervical de suíno. Destaque para as dimensões do orifício realizado em uma das placas terminais (seta) com o explorador metálico em seu interior. Fonte: STEFANES et al. (2004)

3.3.2.3. Preparo e aplicação dos polímeros

Para o preparo da poliuretana de mamona², o pré-polímero e o poliol foram misturados na proporção 1:1 (ampolas), para que a polimerização fosse perfeita. Já o polimetilmetacrilato³ é encontrado sob a forma de um monômero (líquido) e um polímero (pó) que devem ser misturados na proporção 1:3, respectivamente.

O espaço intervertebral C3-C4 preparado, dos grupos Ma e Mt, foi preenchido pela poliuretana de mamona e polimetilmetacrilato ainda na forma líquida, respectivamente (Figura 8). As misturas foram colocadas até o nível da borda ventral dos corpos vertebrais, o que totalizava 2,5ml a 3,0ml respeitando as variações individuais. Após a aplicação dos implantes as colunas foram mantidas sob distração por 30 minutos, permitindo, assim, a completa polimerização. O posicionamento do implante no espaço intervertebral (em corte longitudinal) pode ser visto na representação esquemática da Figura 9.

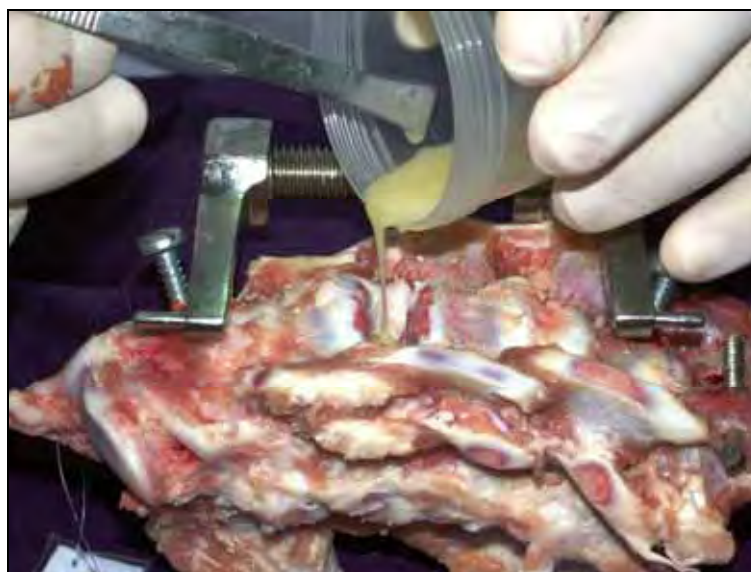


Figura 8 – Fotografia de segmento de coluna cervical de suíno submetida à distração linear através de distrator metálico, no momento da aplicação do polímero no espaço intervertebral (C3-C4) previamente fenestrado. Fonte: STEFANES et al. (2004)

² Fornecida pelo Instituto de Química da Universidade de São Paulo – USP/São Carlos - SP

³ JET acrílico auto polimerizante (Clássico) – Registro M. S. Nº 10234680006

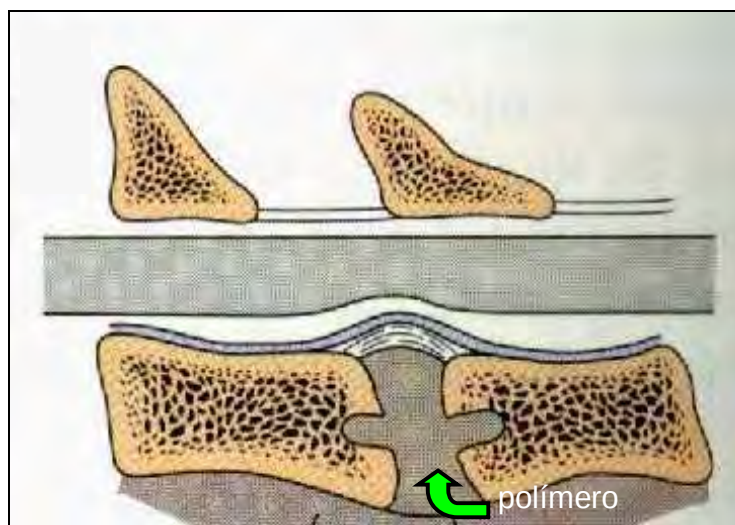


Figura 9 - Representação esquemática do posicionamento do polímero (seta) no espaço intervertebral em corte longitudinal da coluna. Fonte: SEIM, 2002

3.3.3. Inclusão

Cada coluna submetida aos ensaios mecânicos teve sua extremidade caudal (C6 e C5) incluída em massa plástica⁴ até a epífise proximal de C5. Foram mantidas na posição vertical com a base apoiada no fundo de um molde metálico de oito centímetros de diâmetro por 30 minutos. A inclusão neste bloco foi imprescindível para a fixação dos espécimes na máquina universal de ensaio.

3.3.4. Armazenamento e procedimentos prévios aos ensaios

As colunas foram envolvidas em papel toalha umedecido, colocadas isoladamente em reservatórios plásticos e acondicionadas em congelador sob temperatura de aproximadamente -20°C, conforme recomendado por Marchetto et al. (2002) e mantidas por três semanas como descrito por Bass et al. (1997). O descongelamento foi gradativo, em refrigerador comum por 12 horas (MARCHETTO et al., 2002).

⁴ Cola plástica pastosa Iberê – Cray Valley. Rua Áurea Tavares, 480, Taboão da Serra, SP.

3.5. Ensaaios mecânicos

Os ensaios mecânicos de flexão empregaram a metodologia definida em conjunto com os técnicos e engenheiros do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Para a realização dos ensaios utilizou-se a máquina universal de ensaios mecânicos, modelo *EMIC*® – 100 KN, acoplada a um microcomputador e a uma célula de carga de 200 Kgf (Figura 10). O *software Tesc* permitiu a programação dos parâmetros estipulados para a execução dos estudos.



Figura 10 - Fotografia da máquina de ensaios mecânicos do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, modelo *EMIC* – 100 KN. STEFANES et al. (2004)

Empregou-se a metodologia de flexão em dois pontos, onde o ponto fixo das colunas foi o segmento C5-C6, representado pelo bloco de massa plástica e o ponto móvel de aplicação de forças ficou situado na vértebra (C2). Um fio (seda trançada) foi alinhado virtualmente com a célula de carga (Figura 11) ao ser ancorado em um pino de aço inoxidável transversalmente posicionado em C2.

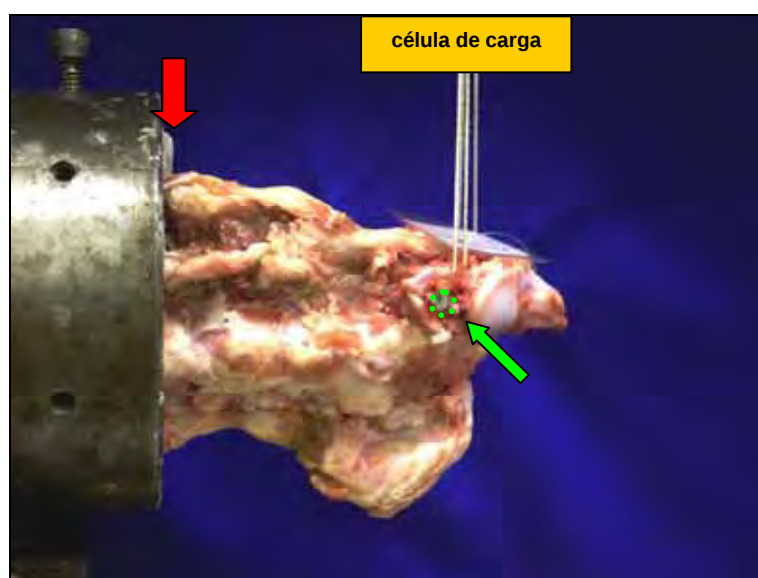


Figura 11- Montagem das colunas e acessórios na máquina de ensaios. A seta vermelha aponta o ponto fixo do espécime ao molde metálico. A célula de carga encontra-se representada por um esquema no topo da figura, estando alinhada perpendicularmente com o ponto de aplicação de forças em C2. Um pino de aço inoxidável foi transfixado no corpo de C2 (pontilhado), para que o fio de tração fosse acoplado (seta verde). STEFANES et al. (2004)

3.5.1. Padronização do ensaio

O protocolo dos ensaios seguiu padrões previamente definidos mediante a realização de pilotos, submetendo corpos de prova íntegros a flexão, com limite de carga de até 1000N (102,04 Kgf).

Com base nos resultados obtidos após a realização dos ensaios piloto, convencionou-se mediante a avaliação das curvas de força (F - Newton) e deflexão (D - milímetros), que os pontos de maior interesse (instabilidade vertebral) da curva encontravam-se entre 1 e 150N.

3.5.2. Ensaio de flexão

A máquina universal de ensaios foi programada para tracionar o fio de seda com os seguintes comandos:

1 – Subir (tracionar) com velocidade constante de 1 mm/min., até que a força de 1 N (0,102 Kgf), estipulada como pré-carga, fosse atingida (tempo de acomodação do sistema).

2 – Zerar o deslocamento registrado e continuar subindo, agora com velocidade constante de 10 mm/min., até atingir o limite máximo de força de 150N (15,30 Kgf) ou deslocamento máximo de 100 milímetros.

Cada corpo de prova (segmento da coluna cervical) foi submetido a um ensaio de flexão ventral e um dorsal (extensão), respeitando sempre essa mesma sequência de posicionamento para a realização dos testes. Em função da necessidade dos ensaios, para os movimentos dorsais e ventrais, serem realizados separadamente, os quatro grupos criados inicialmente foram subdivididos em dois grupos para cada tratamento (um ventral e outro dorsal).

Resultando então oito subgrupos:

C – Controle ventral (CV)

Controle dorsal (CD)

F – Fenestrada ventral (FV)

Fenestrada dorsal (FD)

Ma – Mamona ventral (MaV)

Mamona dorsal (MaD)

Mt – Polimetilmetacrilato ventral (MtV)

Polimetilmetacrilato dorsal (MtD)

Na flexão ventral as colunas foram acopladas à máquina com a face ventral voltada para cima e submetidas ao movimento de flexão ventral. Para flexão dorsal foi adotado o mesmo procedimento, diferindo apenas pela posição de fixação, com a face dorsal para cima.

Os ensaios foram encerrados no momento em que o limite de carga de 150N ou deslocamento máximo de 100 mm foi atingido. Nesta situação as deflexões apresentadas foram mensuradas para cada coluna.

3.6. Avaliação radiográfica

Durante os testes biomecânicos foram realizadas radiografias latero-laterais nos diferentes momentos dos ensaios de flexão, as quais foram tomadas em repouso e em flexão e extensão máximas (previamente limitadas em 150N).

As colunas foram posicionadas com a face ventral voltada para a célula de carga, tracionadas a 1N para acomodação do sistema e radiografadas a uma distância Foco-Filme (DFF) padronizada de 100 mm, 56 KVp com mA fixo e tempo de exposição de 0,14s. Ao alcançar o ponto máximo estabelecido de tração ventral, o teste foi paralisado para a obtenção da imagem. Após isso o teste retornou a posição neutra. Para a realização das radiografias em extensão, os corpos de prova foram rotacionados com a face dorsal voltada para a célula de carga e os mesmos procedimentos anteriores foram executados. Foram tomados cuidados para o correto posicionamento dos pontos de referência ("*landmarks*") e estes fossem facilmente visibilizados (HARRISON et. al., 2000).

Para avaliação das radiografias, foram marcados pontos estratégicos pré-definidos, seguindo a metodologia padronizada para aferição dos ângulos de Cobb e das tangentes de Harrison para seres humanos. Para isso as referências são feitas com base no posicionamento de um bípede e, portanto foram adaptadas para

quadrúpedes como segue. Identifica-se respectivamente para bípedes/quadrúpedes as margens posterior-superior/dorsal-cranial (A), posterior-inferior/dorsal-caudal (B) e anterior-inferior/ventral-caudal (C) da vértebra C3 e posterior-superior/dorsal-caudal (D), posterior-inferior/dorsal-caudal (E) e anterior-superior/dorsal-cranial (F) da vértebra C4, e nestas foram posicionados os pontos de referência (Figura 12).

Os ângulos intervertebrais (AI) e de cifose-lordose (ACL) foram obtidos pelo cruzamento de linhas entre os pontos de referência. Segundo Kandziadora et al. (2004), a ligação entre os pontos C e B (linha 1) e F e D (linha 2) determina na intersecção de ambas o AI. O ACL é óbito pela intersecção das linhas 3 e 4, determinadas pelas ligação dos pontos A e B (linha 3) e D e E (linha 4), visibilizadas na Figura 13.

As radiografias ainda foram avaliadas quanto a presença ou não de lesões possivelmente provocadas pelo ensaio mecânico, espondilolistese (C3-C4) e a dimensão do espaço intervertebral para os diferentes momentos do teste.

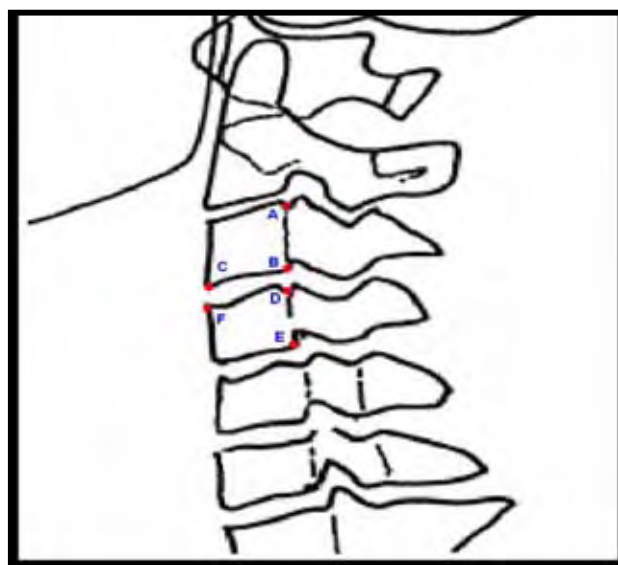


Figura 12 - Representação esquemática do posicionamento dos pontos de referência (vermelho) representados pelas letras A, B e C na vértebra C3 e D, E e F na C4. Fonte: modificado de VAUGHN (2006)

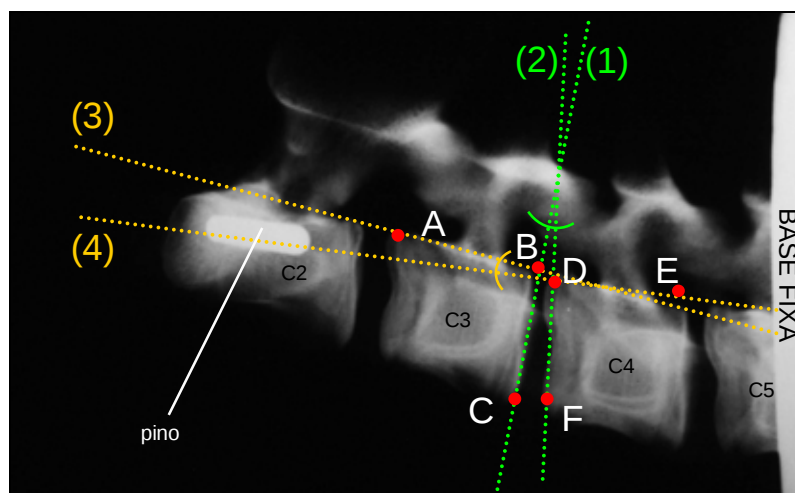


Figura 13 - Imagem radiográfica mostrando o posicionamento dos pontos de referência (A, B, C, D, E e F) e o cruzamento das linhas 1 e 2 para aferição dos ângulos intervertebrais (AI) (verde) e linhas 3 e 4 para ângulos de cifose-lordose (ACL) (amarelo). Fonte: STEFANES, (2008)

3.7. Variáveis mensuradas

Para detectar as manifestações biomecânicas e radiográficas de cada tratamento foram escolhidas algumas variáveis para serem mensuradas e analisadas.

3.7.1. Deslocamento total (mm)

O deslocamento total em milímetros foi mensurado pelo teste biomecânico de tração linear para cada tratamento, pela metodologia descrita anteriormente. Para chegar ao deslocamento total foram somados os valores do deslocamento ventral e dorsal, ambos partindo da zona neutra.

3.7.2. Translação total do ângulo intervertebral

A variação angular foi aferida pela mensuração do ângulo intervertebral formado pelas linhas traçadas nas epífises de C3-C4 (Coob) nas imagens radiográficas, usando um goniômetro simples para desenho geométrico.

3.7.3. Translação total do ângulo de cifose-lordose

O método aplicado para aferição do ângulo de cifose-lordose foi o mesmo do anteriormente citado, no entanto, medindo o ângulo formado entre as linhas traçadas acompanhando a margem dorsal dos corpos de C3-C4 (tangentes de Harrison).

3.7.4. Largura do espaço intervertebral

A largura do espaço intervertebral foi aferida pela mensuração linear em milímetros, entre os pontos médios da altura da placa epifisiária de C3 e C4.

3.7.5. Descolamento da placa epifisiária (DPE) e espondilolistese (ESP)

Outras variáveis mensuradas foram o descolamento da placa epifisiária de C3-C4 e o grau de espondilolistese apresentado neste espaço, na avaliação das imagens radiográficas. Para a variável DPE foram obtidos dados objetivos, se este estava presente (+) ou não (0). Para ESP, o grau de listese mensurado em milímetros na aferição do degrau formado entre estes corpos vertebrais, foi correlacionado a um score símbolos (+) = 2mm; (++) = 3 mm e (+++) = 4 mm.

3.8. Análise estatística

Para a realização da análise estatística, foram utilizados os dados obtidos nos ensaios de flexão (DT) e avaliações radiográficas para cada tratamento. Os dados foram submetidos a de análise de variância unidirecional (One Way ANOVA). A comparação das médias estimadas foi feita utilizando-se o teste de Tukey para a significância de 5%.

4. RESULTADOS

As variáveis deslocamento (mm) e translações angulares foram obtidas visando correlacionar alterações biomecânicas e radiográficas da coluna cervical. Além disso, no intuito de detectar e comparar possíveis fatores que contribuiriam para o diagnóstico instabilidade foram mensuradas variáveis como largura do espaço intervertebral, lesões estruturais e grau de espondilolistese, em todos os momentos dos ensaios mecânicos.

4.1. Observação macroscópica dos espécimes

4.1.1. Fase de preparo e realização das técnicas

Imediatamente após a realização da fenestração e curetagem do disco intervertebral, observou-se nítida instabilidade vertebral, especialmente no sentido ventro-dorsal. As vértebras adjacentes ao espaço fenestrado (F) adquiriram maior mobilidade perceptível pela simples manipulação, o que não foi observado nas colunas do grupo C. Nos tratados com polímeros (Ma e Mt), a instabilidade foi quase imperceptível à inspeção manual e se apresentaram semelhantes à manipulação.

4.1.2. Fase de realização dos ensaios mecânicos e radiográficos

Durante os ensaios mecânicos não foram observados danos macroscópicos nos espécimes testados.

Nas colunas que representaram o Grupo C, houve um discreto, progressivo e uniforme deslocamento intervertebral. No Grupo F os dois corpos vertebrais adjacentes ao disco fenestrado colapsaram logo no início da aplicação de forças. Quando submetidas à extensão, o espaço fenestrado apresentou menor resistência ao movimento, e conseqüentemente maior amplitude de movimento. Nos grupos Ma e Mt o deslocamento intervertebral foi visivelmente menor quando comparados com os grupos C e F.

4.2. Ensaios mecânicos de flexão ventral e dorsal

Constatou-se que dependendo do tipo de tratamento as curvas assumiam um comportamento linear entre força e deflexão.

Para o estudo de estabilização vertebral, a avaliação do movimento ventro-dorsal total é um dado importante. Para tanto, foram somadas as deflexões ventral (DV) e dorsal (DD) resultando na deflexão total (DT), para: Controle (C), Fenestrado (F), Mamona (Ma) e metacrilato (Mt). Estes dados encontram-se relacionados no Quadro 1.

Quadro 1 – Valores de deslocamento total (DT) de cada corpo de prova (Cp) obtidos pela soma dos resultados dos ensaios de flexão ventral (V) e dorsal (D) para cada subgrupo (UNESP – Jaboticabal, 2004 - 2008).

	DESLOCAMENTO TOTAL (mm)			
	CDT	FDT	MaDT	MtDT
Cp1	91,3	98,7	75,4	62,4
Cp2	95,3	95,8	79,0	64,4
Cp3	80,0	87,2	57,4	70,5
Cp4	90,3	80,8	92,1	83,8
Cp5	84,0	94,8	85,6	71,8
Médias	88,2	91,5	77,9	70,6
DP	6,1	7,3	13,1	8,3

Dp = desvio padrão, Cp = corpo de prova, CDT = Controle deflexão total, FDT = fenestrada deflexão total, MaDT= mamona deflexão total e MtDT = metacrilato deflexão total.

Pode-se observar que as médias da amplitude de movimento em milímetros para o grupo fenestrado foi superior aos demais, e que os grupos tratados obtiveram restrição de movimento quando comparados com o C e especialmente com o F. O grupo Mt apresentou-se mais rígido que o Ma.

4.3. Avaliação radiográfica

Foram obtidas imagens radiográficas dos grupos C, F, Ma, e Mt, nos diferentes momentos do ensaio biomecânico (repouso, flexão e extensão), e submetidas a análise dos ângulos intervertebrais de Cobb e de cifose-lordose pelas tangentes de Harrison. Foram selecionadas aleatoriamente imagens de uma amostra de cada grupo nos pontos de repouso, flexão máxima e extensão máxima como

descrito no item 3, para ilustrar o comportamento radiográfico das mesmas quando submetidas as forças de tensão (Figuras 14, 15, 16 e 17).

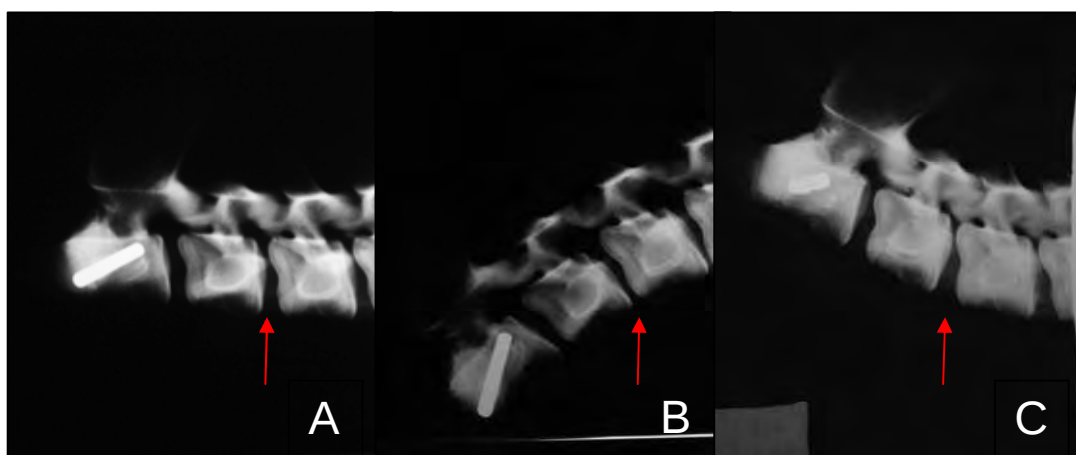


Figura 14— Radiografias de coluna cervical de suínos integra (grupo C), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral C3-C4, considerado anatomicamente normal em A, B e C.

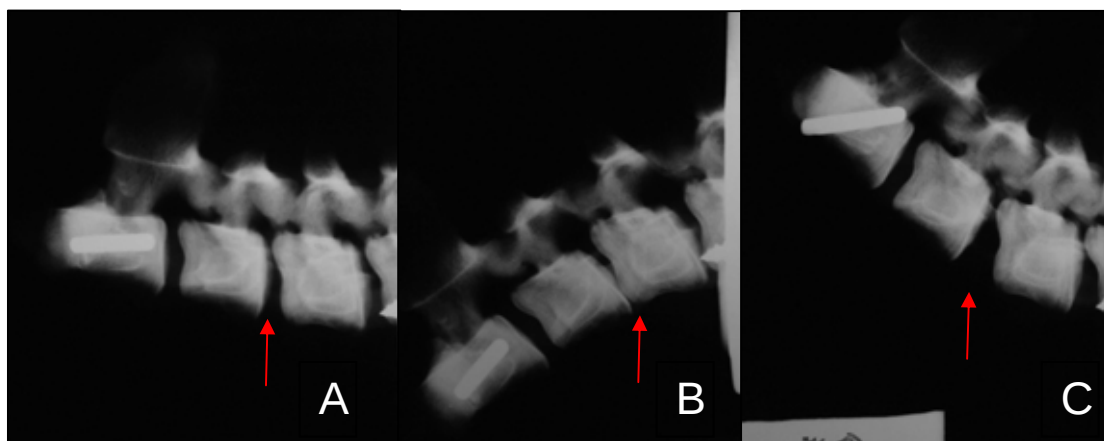


Figura 15 - Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por fenestração (grupo F), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado levemente reduzido em A, colapsado com espondilolistese em B e ampliado em C.

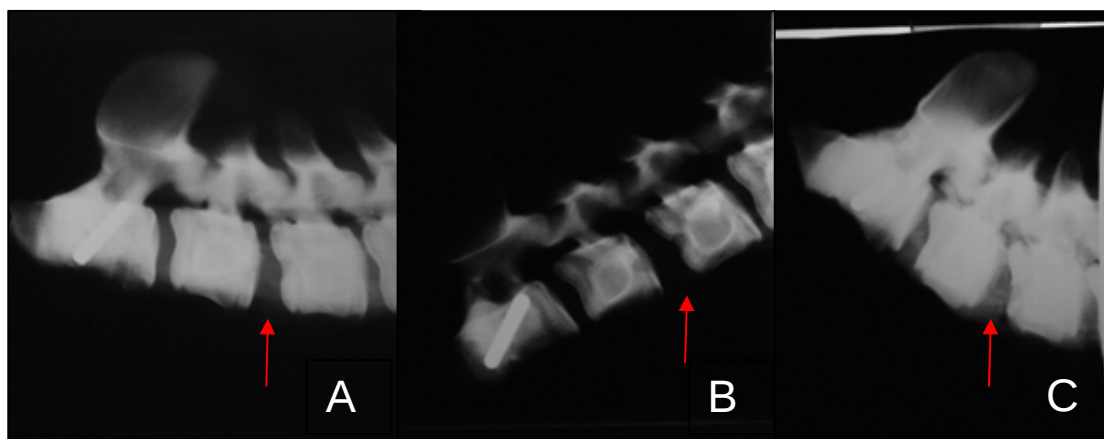


Figura 16– Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por estabilização intervertebral com “plug” de poliuretano de mamona (Ma), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado anatomicamente ampliado em A, B e C.

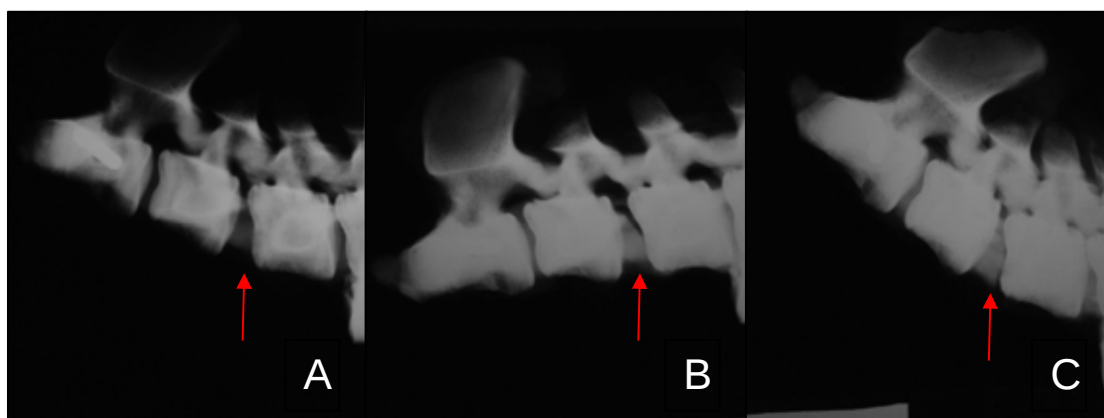


Figura 17 – Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por estabilização intervertebral com “plug” de metilmetacrilato (grupo Mt), submetida à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal. As setas apontam o espaço intervertebral tratado (C3-C4), considerado anatomicamente ampliado em A, B e C.

Nas avaliações radiográficas foram obtidos dados de translação angular para o movimento de flexão ventro-dorsal, mensurados por dois diferentes métodos. Os valores das mensurações do ângulo de Cobb (Intervertebral) e as do ângulo das tangentes dorsais de Harrison (Cifose-lordose) para cada tratamento e as médias estão relacionados nos Quadros 2 e 3. Como o ângulo em repouso normalmente não é (0°), para se ter o valor exato da translação angular foi necessário fazer uma correção destes valores. Para tanto, subtraiu-se o valor absoluto do ângulo aferido ventral e dorsal da angulação fisiológica de repouso, para cada corpo de prova. Com isto foram obtidas as translações angulares ventrais e dorsais corrigidas que quando somadas resultaram na translação angular total.

Quadro 2 – Os valores da mensuração dos ângulos intervertebrais para cada grupo (C, F, Ma e Mt) nos diferentes momentos do ensaio de flexão e seus valores corrigidos em relação ao ângulo de repouso. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).

GRUPOS	Angulação em repouso	Angulação em flexão ventral	Angulação em flexão dorsal	Translação angular ventral corrigida	Translação angular dorsal corrigida	Translação angular total
C1	+6	-7	+12	-13	+6	19
C2	+10	-6,5	+12	-16,5	+2	18,5
C3	+9	-9	+15	-18	+6	24
C4	+7	-10	+14,5	-17	+7,5	24,5
C5	+8,5	-8	+13	-16,5	+4,5	21
Média	+8,1	-8,1	+13,3	-16,2	+5,2	21,4
F1	+5	-7,5	+21,5	-12,5	+16,5	29
F2	+9	-9	+25	-18	+16	34
F3	+9	-10,5	+20,5	-19,5	+11,5	31
F4	+15	-14	+24	-29	+9	38
F5	+9	-7	+22	-16	+13	29
Média	+9,4	-9,6	+22,6	-19	+13,2	32,2
Ma1	+19	+9	+21,5	-10	+2,5	12,5
Ma2	+14	+6,5	+23,5	-7,5	+9,5	17
Ma3	+14,5	+8,5	+20	-6	+5,5	11,5
Ma4	+8,5	+3	+19	-5,5	+10,5	16
Ma5	+17	+7,7	+21	-9,3	+4	13,3
Média	+14,8	+6,9	+21	-7,7	+6,4	14,0
Mt1	+20	+6	+20	-14	0	14
Mt2	+16	+17	+24	+1	+8	9
Mt3	+16,5	+5	+19,5	-11,5	+3	14,5
Mt4	+15	+7	+17	-8	+2	10
Mt5	+14,5	+9	+18,5	-5,5	+4	9,5
Média	+16,4	+8,8	+18,7	-7,8	+3	11,4

Quadro 3 - Valores da mensuração dos ângulos de Cifose (-) e Lordose (+) para cada grupo (C, F, Ma e Mt), nos diferentes momentos do ensaio de flexão e seus valores corrigidos em relação ao ângulo de repouso. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).

Identificação	Angulação em repouso	Angulação em flexão ventral	Angulação em flexão dorsal	Translação angular ventral corrigida	Translação angular dorsal corrigida	Translação angular total
C1	+2	-15	+8	-17	+6	23
C2	+3	-11,5	+16,5	-14,5	+13,5	28
C3	+5	-12	+12	-17	+7	24
C4	+5	-16	+14	-21	+9	30
C5	+6	-11,5	+12	-17,5	+6	23,5
Média	+4,2	-13,2	+14,5	17,4	+8,3	25,7
F1	+1	-18	+13,5	-19	+12,5	31,5
F2	+5	-14	+20	-19	+15	34
F3	+3	-16	+18	-19	+15	34
F4	+17	-17,5	+24,5	-34,5	+7,5	42
F5	+9	-13	+20	-22	+11	33
Média	+7	-15,7	+19,2	-22,7	+12,2	34,9
Ma1	+12	-4	+15,5	-16	+3,5	19,5
Ma2	+11	+7	+22	-4	+11	15
Ma3	+11	+2	+19,5	-9	+8,5	17,5
Ma4	+13	+5	+18	-8	+5	13
Ma5	+18,5	+3	+22	-15,5	+3,5	19
Média	+13,0	+2,6	+19,4	-10,3	+6,3	16,8
Mt1	+17	+1	+18	-16	+1	17
Mt2	+19	+8	+23	-11	+4	15
Mt3	+14	+1	+15	-13	+1	14
Mt4	+16	+2,5	+19,5	-13,5	+3,5	17
Mt5	+14,5	+6,2	+18	-8,3	+3,5	12
Média	+16,1	+3,7	+18,7	-12,4	+2,6	14,9

No Quadro 4, para efeito comparativo, foram relacionados os valores das deflexões totais (DT) medidas em (mm), as translações angulares intervertebrais (AI) e de cifose-lordose (ACL) em graus, para cada tratamento. E para tornar mais compreensível, os dados foram sintetizados e expostos sob a forma de gráfico na Figura 7.

Quadro 4 - Deslocamento total para os grupos controle (CDT), fenestrados (FDT), Tratados com mamona (MaDT) e Tratados com metacrilato (MtDT) em milímetros (mm); Amplitude angular intervertebral (AI) e cifose-lordose (ACL) do grupo controle (CAIT/CACLT), fenestrados (FAIT/FACLT), Tratados mamona (MaAIT/MaCLT) e Tratados metacrilato (MtAIT/MtCLT), respectivamente, em graus (°) obtido em cada corpo de prova (Cp). Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).

Número	DESLOCAMENTO TOTAL											
	CDT	CAIT	CACLT	FDT	FAIT	FACLT	MaDT	MaAIT	MaCLT	MtDT	MtAIT	MtCLT
Cp1	91,3	19,0	23,0	98,7	29,0	31,5	75,4	12,5	19,5	62,4	14,0	17,0
Cp2	95,3	18,5	28,0	95,8	34,0	34,0	79,0	17,0	15,0	64,4	9,0	15,0
Cp3	80,0	24,0	24,0	87,2	31,0	34,0	57,4	11,5	17,5	70,5	14,5	14,0
Cp4	90,3	24,5	30,0	80,8	38,0	42,0	92,1	16,6	13,0	83,8	10,0	17,0
Cp5	84,0	21,0	23,5	94,8	29,0	33,0	85,6	13,3	19,0	71,8	9,5	11,8
Médias	88,2	21,4	25,7	91,5	32,2	34,9	77,9	14,0	16,8	70,6	11,4	14,96
DP	6,1	2,77	3,11	7,3	3,83	4,1	13,1	2,34	2,35	8,3	2,63	2,19

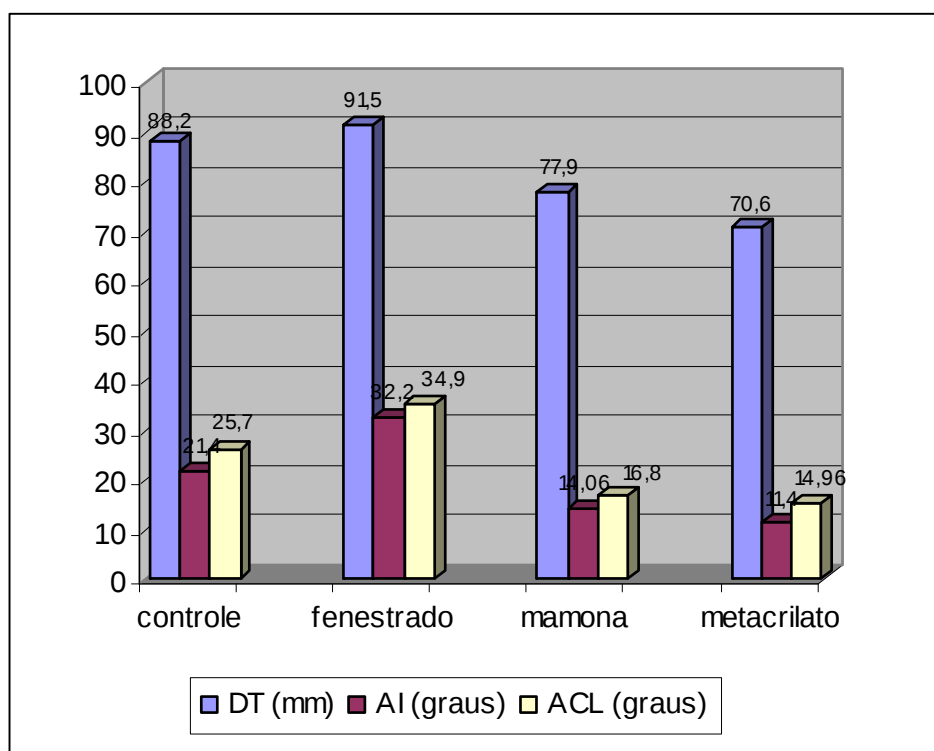


Figura 18 – O gráfico ilustra de forma comparativa a relação entre os valores das mensurações de deslocamento total (DT) em milímetros (mm), angulação intervertebral (AI) e angulação de cifose-lordose (ACL) em graus, nos quatro tratamentos.

Foram realizadas as mensurações da distância do espaço intervertebral C3-C4 de cada corpo de prova, para todos os tratamentos, nos diferentes momentos (repouso, flexão ventral e dorsal máximas) dos ensaios mecânicos de flexão. Para tanto foram demarcados os pontos médios da altura de cada epífise vertebral (Figura 18) e aferidas as distâncias entre os mesmos. Estas medidas estão expostas no Quadro 5.

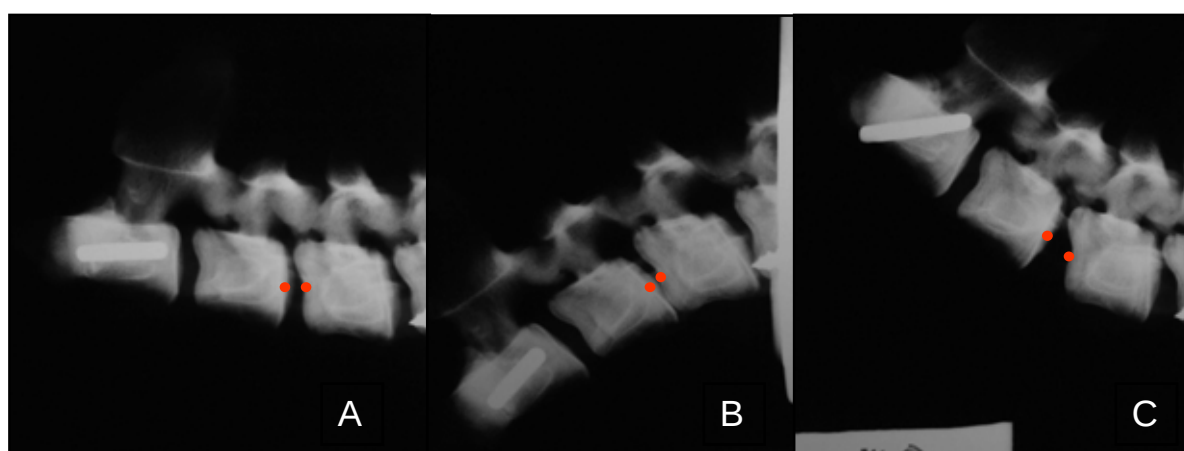


Figura 19 - Radiografias de coluna cervical de suínos tratada por fenestração (grupo F), submetidas à ensaios de flexão mecânica em dois pontos. (A) Representa a amostra em repouso, (B) em flexão ventral e (C) flexão dorsal e o posicionamento dos pontos médios das alturas das placas epifisiárias. A proximidade dos pontos (vermelho) denota o colapso intervertebral em B.

Quadro 5 – Valores médios da largura do EIV (mm) mensurados pela distância no ponto médio da altura do espaço intervertebral aferida nas radiografias em perfil para cada grupo nos diferentes momentos do ensaio de flexão. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).

GRUPOS	Largura do espaço intervertebral (mm)		
	REPOUSO	FLEXÃO VENTRAL	FLEXÃO DORSAL
CONTROLE	3,9	3,7	4,6
FENESTRADO	4,0	2,7	4,0
METACRILATO	4,3	5,3	4,6
MAMONA	5,0	6,9	6,6

Os valores acima comprovam que quando submetido à tensão o espaço intervertebral fenestrado perdeu consideravelmente sua amplitude em cerca de 0,6 mm (13%) na flexão dorsal e principalmente na flexão ventral chegando a 1,0 mm (27%).

Como avaliação complementar foi mensurado o índice de lesões ósseas nos corpos de prova e o grau de listese intervertebral C3-C4, aferido para cada tratamento nos diferentes momentos do ensaio de flexão. A espondilolistese (ESP) encontrada no grupo fenestrado está representada na Figura 19 (B), podendo-se observar que a borda crânio-dorsal da vértebra C4 apresenta-se proeminente (pinçamento medular) quando comparada com os grupos controle e estabilizado (Ma ou Mt).

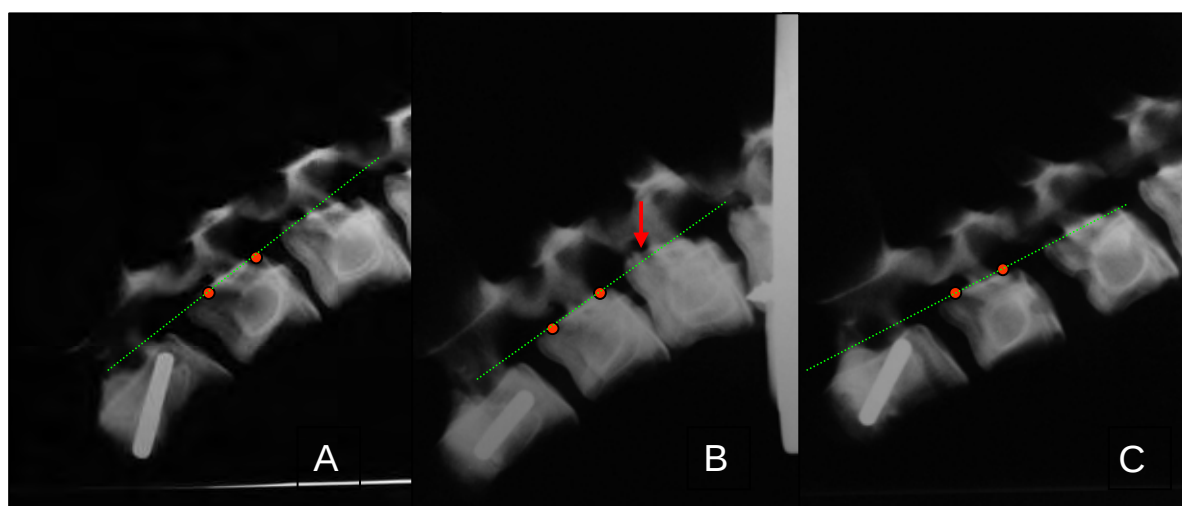


Figura 20 - Radiografias de coluna cervical de suínos submetidas à ensaios de flexão ventral em dois pontos. A linha pontilhada (verde) está posicionada no assoalho da vértebra C3 denotando a borda cranio-dorsal da vértebra C4 projetada no canal vertebral (seta). (A) representa grupo controle, (B) fenestrada e (C) estabilizada.

À avaliação das imagens pode-se observar que a espondilolistese que ocorre no grupo fenestrado está relacionada ao deslocamento ventral de C3. Estes valores estão relacionados no Quadro 6.

Quadro 6 - Resultados da avaliação radiográfica da existência de descolamento da placa epifisiária (DPE) e da presença de espondilolistese (ESP), de todos os corpos de prova pertencentes aos diferentes grupos (controle –CT/ fenestrado – FNT/ metacrílico – Mt e mamona – Ma), nos diferentes momentos do ensaio de flexão. Realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da USP – Ribeirão Preto e pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV/UNESP – Jaboticabal, 2004 – 2008).

GRUPOS	DPE			Espondilolistese (ESP)		
	REPOUSO	VENTRAL	DORSAL	REPOUSO	VENTRAL	DORSAL
CT1	O	O	+	O	+	O
CT2	O	O	O	O	+	O
CT3	O	O	O	O	++	O
CT4	O	O	O	O	+	O
CT5	O	O	O	O	+	O
FNT1	O	O	+	O	+	O
FNT2	O	O	O	O	+++	O
FNT3	O	O	O	O	+++	O
FNT4	O	O	O	O	++	O
FNT5	O	O	O	O	+++	O
MaT1	O	O	O	O	+	O
MaT2	O	O	O	O	O	O
MaT3	O	O	O	O	O	O
MaT4	O	O	O	O	O	O
MaT5	O	+	O	O	O	O
MtT1	O	+	O	O	+	O
MtT2	O	O	O	O	O	O
MtT3	O	O	O	O	O	O
MtT4	O	O	O	O	O	O
MtT5	O	O	O	O	O	O
MaT1	O	O	O	O	+	O
MaT2	O	O	O	O	O	O
MaT3	O	O	O	O	O	O
MaT4	O	O	O	O	O	O
MaT5	O	+	O	O	O	O

O = sem alterações; (+)=2mm; (++)=3mm; (+++)=4mm

4.4. Análise Estatística

As médias dos deslocamentos totais em milímetros e das translações angulares (AI e ACL) estão relacionadas na tabela 1 e foram submetidas à análise estatística para estudo de correlação entre os grupos.

Tabela 1 – Médias gerais, desvio padrão e amplitude de deslocamento total em milímetros para os grupos (CDT/FDT/MaDT/MtDT) e em graus para (CAIT/CACLT/FAIT/FACLT/MaAIT/MaACLT/MTAIT e MtACLT), na avaliação radiográfica.

	DESLOCAMENTO TOTAL											
	CDT	CAIT	CACLT	FDT	FAIT	FACLT	MaDT	MaAIT	MaACLT	MtDT	MtAIT	MtACLT
Médias	88,2	21,4	25,7	91,5	32,2	34,9	77,9	14,0	16,8	70,6	11,4	14,9
DP	6,1	2,8	3,11	7,3	3,8	4,1	13,1	2,34	2,35	8,3	2,63	2,19

Correlação é significativa para ($p < 0,05$)

Na análise das correlações entre os três métodos de aferição de deslocamento, esta foi negativa para ($p < 0,05$) entre FDT e FACLT (coeficiente de -0,890) e positiva FAIT e FACLT (coeficiente 0,916). Os demais resultados seguiram a mesma tendência, mas não foram significativos para ($p < 0,05$).

5. DISCUSSÃO

A instabilidade intervertebral é uma importante causa de sintomas clínicos neurológicos em pessoas e animais. Na veterinária, existem algumas enfermidades que cursam com esse tipo de alteração, entre elas a síndrome de wobbler. Segundo Wheeler & Sharp (1999), o diagnóstico desta afecção é confirmado geralmente por exames de imagem. A mielografia tem um importante papel nesta tarefa, no entanto conserva riscos particulares e requer uma técnica aprimorada (OLSSON et. al, 1982; SEIM & WITHROW, 1982). As técnicas de tomografia computadorizada e ressonância magnética são as mais recomendadas, no entanto, ainda não estão muito difundidas em função do custo de implementação, o que muitas vezes inviabiliza sua utilização nos países menos desenvolvidos comenta Da Costa et al. (2006).

O exame radiográfico ainda é o método de imagem mais prático e facilmente encontrado para auxiliar no diagnóstico de afecções da coluna vertebral. No entanto, é um exame pouco específico e de baixa precisão, principalmente no que tange o conceito de instabilidade (FERRELL et al. 2007). Embora pouco específicas as radiografias simples oferecem informações que abonam a sua aplicabilidade no auxílio diagnóstico de instabilidade intervertebral. A comparação entre alterações biomecânicas e radiográficas visam buscar informações substanciais de que imagens estáticas podem refletir indícios de alterações dinâmicas.

Segundo Machado (1996), para maior fidelidade ao que aconteceria "*in vivo*", o ideal seria trabalhar com um grupo experimental da mesma espécie que a de interesse. Apesar de a EMCC ser uma enfermidade relatada comumente na espécie canina, a realização deste experimento nesta espécie, em virtude da heterogeneidade dos animais, tornaria dificultosa a padronização de um grupo experimental (STEFANES, 2004). Sendo assim, optou-se pela utilização de colunas cervicais de suínos, pela facilidade e praticidade de obtenção, além da padronização das amostras, corroborando com Stefanès et al., (2008).

Segundo Panjabi et al. (1988), a influência do comprimento vertebral nos ensaios mecânicos de flexão é uma variável importante a ser considerada. Neste estudo, trabalhando com um grupo experimental homogêneo (padrão racial, idade e peso), variáveis como tamanho vertebral, amplitude do espaço intervertebral, momento fletor, entre outras, foram consideradas irrelevantes tanto para os ensaios mecânicos quanto para os de imagem.

A fenestração e curetagem do disco intervertebral promoveu nítida instabilidade à manipulação, principalmente no sentido ventro-dorsal, o que corrobora com os resultados de Macy et al., (1999). No entanto Ethier et al. (1981), realizando anulotomia isoladamente em discos intervertebrais de cabras, observaram baixa promoção de instabilidade e ressaltaram a importante função estabilizadora do ligamento longitudinal ventral e anel fibroso ventral.

Embora a maioria dos autores cite a EMCC como principal afecção promotora de instabilidade, outros pontos já foram identificados e catalogados, tornando mais flexível a escolha do local para estudo. O espaço intervertebral (C3-C4) foi escolhido por estar situado no centro do segmento selecionado (entre o ponto de fixação do conjunto C5-C6 e o de aplicação de carga C2). Este espaço foi submetido a forças de tensão (face convexa) e compressão (face côncava), no intuito de mimetizar o que ocorreria nestes movimentos *“in vivo”*. Comprovou-se pelo baixo desvio padrão nos testes a efetividade da escolha deste ponto para estudo de técnicas de estabilização cervical. Este modelo é conhecido como ensaio de flexão em dois pontos e o deslocamento é obtido pela aplicação de forças em “braço de alavanca” conforme preconizou Souza, (2001).

Durante a realização de estudos experimentais *“in vitro”* importantes conceitos e cuidados devem ser avaliados para que os resultados não sofram muita influência à mudança de meio. Para Macy et al. (1999), a completa remoção da massa muscular pode comprometer a fidelidade dos resultados em refletirem o comportamento *“in vivo”*, embora em situações cirúrgicas é comum haver instabilidade no pós-operatório imediato em virtude da desinserção do músculo *“longus colli”*. Com base nisso, as deflexões mensuradas neste trabalho podem

parecer superestimadas, no entanto, pelo fato de todos os grupos estudados terem sido submetidos à mesma metodologia este efeito foi considerado irrelevante na comparação dos resultados.

Com a metodologia utilizada de congelamento a -20°C e descongelamento progressivo de 12 horas em refrigerador comum não foram observadas falhas macroscópicas nas amostras e nas imagens, e nem detectadas nos ensaios mecânicos pela não transposição da zona elástica para a zona plástica e ampliação da zona neutra, corroborando com Souza (1982), Macy et al. (1999) e Stefanés et al. (2008).

Pôde-se observar macroscópica e radiograficamente que a irrigação com solução fisiológica durante o preparo dos espécimes, bem como no processo de descongelamento, aparentemente foram suficientes para evitar danos às estruturas funcionais das amostras (SEDLIN, 1965; MATTHEWS E ELLIS, 1968; WOO et al. 1986; LINDE E SORENSEN, 1993; CALLAGHAN e MCGILL, 1995; STEFANES, et al. 2008), discordando de Bass et al. (1997).

As técnicas de distração estabilização são reconhecidamente eficazes para os casos de compressão dinâmica da coluna vertebral e são utilizadas desde a década de 50 (CLEVELAND, 1955; HAMBY & GLASER, 1959; DIXON et al., 1996; SEIM, 2002). O resultado esperado a longo prazo é a artrodese intervertebral citada por Karasick, (1993) e Wheeler & Sharp (1999). Vários tipos de espaçadores podem ser utilizados, dentre estes, os biopolímeros empregados por Seim III, (2002). Originalmente era utilizado o polimetilmetacrilato, mas por apresentar alguns efeitos deletérios surgiu a opção do uso da poliuretana de mamona conforme fizeram Obrien & Ryge, (1981); Berman et al., (1984) e Ignácio, (1999). O limite de distração intervertebral para aplicação dos implantes foi padronizado e estabelecido com base na resistência elástica das estruturas ligamentares, sugerido por Dixon, et al. (1996), obtendo-se distância intervertebral de 10 a 15mm.

Para promoção de fusão faz-se necessário que o material seja biocompatível e, preferencialmente, capaz de ser osteointegrado. Este efeito foi encontrado por Ignácio, 1995 (em ratos) e Carvalho et al., 1997 (em coelhos), sugerindo a

poliuretana de mamona como um substituto ósseo em potencial, respeitando as diferenças inter-espécie. No entanto, para exercer a função de espaçador intervertebral, faz-se necessário que o material apresente características mecânicas de rigidez e elasticidade compatíveis com a função requerida. Portanto, para a realização deste experimento foi necessária a padronização de parâmetros e metodologia por se tratar de colunas da espécie suína. O estudo do comportamento mecânico e radiográfico de técnicas de distração-estabilização, com o uso de “*plugs*” intervertebrais é pouco, o que concede a este trabalho a importante missão de catalogar parâmetros para metodologia utilizada.

Mediante análise das curvas obtidas, constatou-se que mesmo com a carga máxima de 1000N, as curvas não ultrapassaram o limite de elasticidade, conferindo a integridade estrutural dos espécimes. Souza (1982) descreve que na fase elástica existe a proporcionalidade entre as variáveis, o que significa que ao cessarem os esforços o material volta as suas dimensões originais.

A zona neutra, como anteriormente descrito, representa o ponto inicial da curva onde a atuação das estruturas anatômicas de limitação de movimento ainda é pequena. Mediante a avaliação desta região da curva, é possível destacar a maior amplitude da zona neutra no FV em relação ao CV, o que confirma o efeito da fenestração como promotor de instabilidade, como foi descrito por Panjabi (1992a e 1992b) e Macy *et al.* (1999). Por estas características, este provavelmente é o segmento da curva que melhor representaria uma instabilidade “*in vivo*”. Entretanto a menor amplitude da zona neutra dos grupos Ma e Mt em relação à C e F, confirma a atuação desta técnica de estabilização antes mesmo que os elementos naturais de restrição ao movimento começassem a serem exigidos (STEFANES, 2004).

Shea *et al.*, (1991) determinaram que a inclinação das curvas para ensaios mecânicos de flexão varia com a amplitude do movimento e torna-se praticamente linear quando atingida a resistência máxima das amostras, determinando a proximidade da intersecção entre as fases elástica e plástica. Na zona elástica, estas estruturas ficam tensas e o movimento é reprimido (PANJABI, 1992a e 1992b). Na flexão ventral, os ligamentos dorsais, cápsulas articulares e ligamento amarelo

tornam-se tensos a partir da zona neutra, sendo bastante exigidos na restrição deste movimento devido principalmente ao “braço de alavanca” (PANJABI, 1992a e 1992b; MACY, 1999). Isto possivelmente mimetiza o movimento exercido pela cabeça do animal e reforça a escolha do teste biomecânico em dois pontos. O posicionamento em flexão e extensão utilizado neste estudo é defendido por Ferrell et. al (2007) para auxiliar no diagnóstico de compressões dinâmicas ou estáticas.

Para a realização da avaliação radiográfica, não foram encontrados registros experimentais da mensuração angular “*in vitro*” de colunas cervicais de suínos. Abreu, em 2007 trabalhando com coluna lombossacra de humanos, utilizou a metodologia das tangentes dorsais de Harrison e considerou como negativo (-) quando em lordose e positivo (+) em cifose. Segundo Harrison (2000), esta nomenclatura pode ser perfeitamente utilizada para colunas cervicais e desta forma, podendo ser aplicada na avaliação radiográfica do presente estudo.

O uso de mensurações angulares nas radiografias simples popularizou-se como método auxiliar no diagnóstico de alterações estruturais do alinhamento da coluna vertebral, sendo largamente utilizadas na determinação de lesões como cifose, lordose e escoliose (HARRISON et. al., 2000). Neste estudo, foi sugerida a aferição dos ângulos intervertebrais de Cobb e as tangentes dorsais de Harrison como possível indicativo de instabilidade intervertebral. Fez-se a opção pela utilização de ambos os métodos em virtude da divergência observada na literatura consultada, sobre qual seria mais confiável e preciso. No entanto, nenhum dos autores faz referência à mensuração angular para diagnóstico de instabilidade intervertebral.

Corroborando com Laranjeiras et. al. (2004), as radiografias não somente serviram para mensurações a ela propostas, mas também, possibilitaram certificar que nos momentos do teste biomecânico os corpos de prova permaneceram corretamente alinhados, minimizando os artefatos mencionados por Reitman et. al., (2004) e Wright, (1977 e 1979a). Para tanto, tomou-se o cuidado de padronizar o método radiográfico, centralizando o feixe de raio no segmento C3-C4 e obtendo imagens corretamente alinhadas, como preconizado por Ferrell et. al., (2007).

Com a padronização biomecânica e radiográfica tornou-se possível mensurar o deslocamento apresentado por cada corpo de prova e as translações angulares quando submetido aos testes de flexão, nos sentidos ventral e dorsal. Desta forma, pôde-se quantificar e qualificar o efeito da fenestração e das técnicas de estabilização, quando comparadas entre si e com o grupo controle. Também foi possível avaliar o comportamento da poliuretana de mamona e do polimetilmetacrilato na função de distração e estabilização imediata da coluna cervical.

Neste estudo, os dados biomecânicos puderam ser comprovados e justificados pela mensuração dos ângulos intervertebrais (IV) e cifose-lordose (CL). Avaliando os dados descritos nos quadros 2 e 3, pôde-se observar que de modo geral as médias das translações angulares ventrais corrigidas apresentaram-se maiores que as dorsais corrigidas em ambos os métodos. Esses dados corroboram com os de deslocamento biomecânico relatados por Stefanès (2004) e comprovam que para colunas cervicais de suínos o movimento de flexão ventral é o mais atuante na amplitude total de movimento cervical.

As deflexões ventral (DV) e total (DT) apresentaram comportamento semelhante frente aos ensaios de flexão. Mediante esses dados e ao fato da deflexão dorsal (DD) não ter sofrido efeito de tratamento, pode-se dizer que as diferenças significativas entre as médias dos tratamentos encontradas para a DT estão relacionadas com os efeitos dos tratamentos encontrados na DV (STEFANES, 2004). Desta forma, os resultados obtidos para DV e DT foram correlacionados e discutidos em conjunto no que tange os ensaios biomecânicos e exames radiográficos.

Nas colunas que representaram o grupo F, pôde-se observar pelas imagens radiográficas que os dois corpos vertebrais adjacentes ao disco fenestrado colapsaram logo no início da aplicação de forças e mantiveram-se assim até o final do teste. Ao analisar o comportamento vertebral, aferiu-se que realmente o espaço intervertebral do grupo fenestrado era reduzido em relação ao controle. Estes foram mensurados e as distâncias encontradas (Quadro 5) comprovam que quando

submetido à tensão o espaço perdeu consideravelmente sua amplitude, cerca de 0,6 mm (13%) na extensão e principalmente na flexão chegando a 1,0 mm (27%).

A remoção do núcleo pulposo proporcionou perda da função de amortecimento e mobilidade confirmando as afirmações de Fraccarolli (1981) e Machado (1996). Com isto, o esperado efeito de instabilidade promovido pela fenestração, mediante a metodologia utilizada, não foi estatisticamente observado. Entretanto, esta instabilidade foi macroscopicamente observada à manipulação dos espécimes submetidos a este procedimento, como descrito por Macy et al. (1999).

Os grupos tratados pela técnica de distração-estabilização (Ma e Mt) mostraram-se significativamente mais estáveis que os grupos C e F, o que denota o efeito de estabilização promovido pela técnica. Estes resultados explicam o que foi relatado por Dixon et al. (1996), que obtiveram excelentes melhoras clínicas utilizando “*plugs*” de polimetilmetacrilato como distratores intervertebrais.

Dois efeitos foram notoriamente observados com o uso destes implantes, um em relação ao espaço intervertebral e outro às angulações. As distâncias intervertebrais apresentaram-se ampliadas nos grupos tratados em relação ao controle e fenestrado, especialmente para o Ma (1mm – 27%) mesmo em repouso. Da mesma forma, este grupo culminou em maior distração quando comparado ao PMMA, provavelmente promovida pela expansão do polímero de mamona no processo de polimerização (IGNÁCIO, 1995), o que foi considerado um efeito desejável.

Outro fator importante observado foi o fato dos ângulos intervertebrais e os de cifose-lordose, terem sido consideravelmente ampliados em Ma e Mt quando comparados com C e F (Quadros 2 e 3). Isto mostra um efeito lordótico desta técnica e evidencia uma queda considerável nos ângulos de flexão para ambos os métodos, e é o que abona a eficácia da técnica na limitação da instabilidade, principalmente no sentido dorso-ventral.

O Ma mostrou-se superior ao grupo F, não diferindo ($p>0,05$) do controle. Já os valores obtidos no ensaio do Mt apresentaram $p<0,05$ em relação aos grupos C e F, corroborando com os achados clínicos de Dixon et al., (1996). Radiograficamente,

o Mt obteve maior restrição angular que o Ma (Tabela 1), embora o efeito de distração tenha sido maior no grupo da mamona, e isto pode ser explicado pela composição e polimerização dos materiais. A poliuretana de mamona é um polímero de consistência conhecidamente variável e parcialmente flexível quando utilizado na forma pura como foi relatado por Ignácio (1995) e, adicionalmente, a inclusão de bolhas de ar podem alterar a densidade do mesmo (CLARO NETO, 1997). Assim, pode ser capaz de “moldar-se” melhor às forças de compressão (face ventral dos espécimes nos ensaios de flexão ventral) que o polimetilmetacrilato, tendo em vista os módulos de elasticidade destes dois polímeros. Por não terem sido observadas diferenças significativas entre os dois tratamentos Ma e Mt, estes foram considerados igualmente eficientes como método de distração estabilização intervertebral, embora as qualidades elásticas da poliuretana de mamona possa oferecer a esta uma maior adaptabilidade.

Adicionalmente às mensurações angulares, outras duas variáveis foram analisadas nas radiografias a espondilolistese (ESP) e o descolamento da placa epifisiária (DPE). Estes parâmetros foram mensurados e descritos no quadro 6, por meio dos quais foi possível determinar o grau de ESP e DEP para os grupos testados.

A espondilolistese é citada por Wiltse (1983) como uma alteração sugestiva de instabilidade e pode acarretar em estenose do canal vertebral (WRIGHT, 1979b). White (2007) avaliou a espondilolistese em estresse como parâmetro radiográfico para seres humanos portadores de lesões cervicais degenerativas e concluiu que o método isoladamente não é confiável para esse tipo de problema. A ESP foi observada nos grupos C e em maior grau no F, apenas para o movimento de ventro-flexão. Isto corrobora com os achados angulares e biomecânicos, podendo desta forma ser considerado um indicativo de instabilidade. Em contrapartida, Ma e Mt se apresentaram isentos de ESP, o que reforça a eficácia da técnica como método de estabilização.

Na avaliação radiográfica das amostras no momento de tensão máxima, não foram encontrados danos às estruturas ósseas, convergindo com os dados

biomecânicos. Em espécimes, do grupo houve o descolamento parcial da placa epifisiária (DEP) adjacente ao espaço estabilizado, no entanto não foram detectadas variações relacionadas a essas alterações. O DEP foi apenas visibilizado em quatro espécimes, sendo um de cada tratamento e nas posições de estresse, o que sugere ser ao acaso e relacionado a imaturidade óssea das amostras. Faz-se importante ressaltar que pela avaliação dos testes biomecânicos, estas alterações não foram relevantes.

Os valores das mensurações angulares encontrados para ambos os métodos de aferição radiográfica e os deslocamentos em milímetros encontrados nos testes biomecânicos seguem a mesma tendência. No entanto, foi apenas estabelecida uma correlação positiva entre grupos FAIT e FACLT ($r=0,916$, $p<0,05$) na detecção de instabilidade da coluna cervical de suínos. O grupo FACLT apresentou um $r=-0,890$, e uma correlação negativa com o grupo FDT, o que pode estar relacionado ao colapso dos corpos vertebrais no transcorrer do teste biomecânico restringindo o movimento, no entanto, não havendo a mesma restrição angular. O que significa dizer que os deslocamentos totais diminuem com o aumento do ângulo total de cifose-lordose para o grupo fenestrado.

Mesmo não tendo sido realizadas avaliações *in vivo* e a longo prazo, mediante as mensurações realizadas acredita-se na eficácia desta técnica utilizando ambos os polímeros discordando dos achados de Fransson et. al (2007). Apesar de ter avaliado em modelos vivos e realizado avaliações a longo prazo, estes autores promoveram “slot” ventral associado à técnica de distração. Com isto, pode ter ocorrido uma fragilização epifisiária e tornado susceptível à reabsorção óssea e migração dos implantes. Recomenda-se a realização de novos estudos a longo prazo preservando a placa epifisiária.

6. CONCLUSÕES

Com base na avaliação biomecânica e radiográfica de colunas cervicais de suínos submetidas à fenestração e estabilização intervertebral conclui-se que:

- A fenestração do disco intervertebral é um promotor em potencial de instabilidade.
- Pela avaliação das variáveis propostas foi possível aferir que radiografias simples detectam quadro de instabilidade intervertebral.
- Espondilolistese é um parâmetro radiográfico de avaliação da instabilidade intervertebral promovida pela fenestração.
- Os métodos de mensuração de deformidades angulares da coluna vertebral (Cobb) e (Harrison) foram igualmente eficazes da determinação das alterações.
- As técnicas de distração foram eficazes na estabilização da instabilidade promovida pela fenestração cervical.
- Os polímeros apresentaram comportamento biomecânico e radiográfico semelhantes.
- E que o objetivo indireto de utilizar-se deste método para diagnóstico de EMCC na clínica de pequenos animais deixa de ser uma realidade tão distante.

REFERÊNCIAS*

- ABREU A. V.; DE MELLO A. P.; TROVÃO G. S.; FONTENELLE, C. R. C. Avaliação clínico-radiográfica da mobilidade da lordose lombar **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo v. 42, n. 10, p. 313-323, 2007
- ADAMS, M.; HUTTON, W. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. **Spine**, Philadelphia, v. 8, n. 6, p. 665-671, 1983.
- ALMEIDA, T. L. **Avaliação da biocompatibilidade do implante de poliuretana na estabilização cervical de cães (*Canis familiaris*)**. 2002. 53 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia Veterinária) – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal, 2002.
- BATISTA, L. C. **Ensaio mecânico de fixações de osteotomia subtrocantérica valgizante: estudo em fêmures de suínos**. 2003. 106 f. Tese (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2003.
- BASS, E. C.; DUNCAN, N. A.; HARIHARAN, J. S.; DUSICK, J.; BUEFF, H. U.; LOTZ, J. C. Frozen Storage Affects the Compressive Creep Behavior of the Porcine Intervertebral Disc. **Spine**, v.22, n.24, p.2867-2876, 1997.
- BERMAN, A. T.; REID, J. S.; YANICKO, D. R. J. R.; SIH, G. C.; ZIMMERMAN, M. R. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, n. 186, p. 284-292, 1984.
- BRASIL, A. V. B.; COELHO, D. G.; LEIVAS, T. P.; PEREIRA, C. A. M.; BARROS FILHO, T. E. P.; BRAGA, F. M. Um método para medida de movimento em estudos biomecânicos de coluna vertebral. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 34, n. 2, p. 109-112, 1999.

* ABNT – NBR 6023 – ago 2002

BRUECKER, K. A.; SEIM, H. B.; BLASS, C. E. Caudal cervical spondylomyelopathy: decompression by linear traction and stabilization with Steinmann pins and polymethyl methacrylate. **Journal of the American Animal Hospital Association**, Lakewood, v. 25, n. 6, p. 677-683, 1989a

BRUECKER, K. A.; SEIM, H. B.; WITHROW, S. J. Clinical evaluation of three surgical methods for treatment of caudal cervical spondylomyelopathy of dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 18, n. 3, p. 197-203, 1989b.

BRUECKER, K. A.; SEIM, H. B. Caudal cervical Spondylomyelopathy. In: SLATTER, D. **Textbook of small animal surgery**. 2. ed. Philadelphia: WB Saunders, 1993. p. 1056-1070.

CALDERALE, P. M.; PIPINO, F. Effect of temperature changes in acrylic cement on prosthetic implant surgery. An investigation into the relationship between quantity and temperature changes at different levels on loosening of the implant. **Italian Journal of Orthopaedics Traumatology**, Bologna, v. 9, n. 1, p. 57-65, 1983.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Frozen storage increases the ultimate compressive load of porcine vertebrae. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 13, n. 5, p. 809-812, 1995.

CARVALHO, T. L.; ARAUJO, C. A.; TEOFILO, J. M.; BRENTGANI, L. G. Histologic and histometric evaluation of a rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. **International Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, Philadelphia, v. 26, n. 2, p. 149-152, 1997.

CHAMBERS, J. N.; BETTS, C. W. Caudal cervical spondylomyelopathy in the dog: a review of 20 clinical cases and the literature. **Journal of the American Animal Hospital Association**, Lakewood, v. 13, n. 5, p. 571-576, 1977.

CLARO NETO, S. **Caracterizações físico-químicas de um poliuretano derivado de óleo de mamona utilizado para implantes ósseos**. 1997. 122 f. Tese

(Doutorado em Química Analítica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1997.

CLEVELAND, D. A. The use of methyl-acrylic for spinal stabilization after disc operations. **Marquette Medical Review**, Milwaukee, v. 20, n. 1, p. 62-64, 1955.

CLOWARD, R. B. Recent improvements in the surgical treatment of low back due ruptured lumbar intervertebral discs. **Hawaii Medicine Journal**, Honolulu, v. 11, n. 5, p. 279-285, 1952.

CLOWARD, R. B. The treatment of ruptured intervertebral lumbar discs by vertebral body fusion. Indications, operative technique, after care. **Journal of Neurosurgery**, Charlottesville, v. 10, n. 1, p. 154-168, 1953.

CRISTANTE, A. F.; SCHOR, B.; IUTAKA, A. S.; CAVALHEIRO, M. G.; REIFF, R. B. M.; CHO, A. B.; BARROS FILHO, T. E. P. Avaliação biomecânica da estabilidade da coluna cervical em cadáveres humanos após hemilaminectomia e facetectomia unilateral. **Coluna**, Sobral, v. 1, n. 1, p. 72-76, 2002.

DA COSTA R. C.; PARENT, J. M. One-year clinical and magnetic resonance imaging follow-up of Doberman Pinschers with cervical spondylomyelopathy treated medically or surgically **Journal of the American Veterinary Medical Association**, Schaumburg, v. 231, n. 2, p. 243-250, 2007

DA COSTA R. C.; PARENT, J. M.; DOBSON, H.; HOLMBERG, D.; GARY PARTLOW, G. Comparison of magnetic resonance imaging and myelography in 18 doberman pinscher dogs with cervical spondylomyelopathy. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, Raleigh, v. 47, n. 6, p. 523-531, 2006.

DIXON, B. C.; TOMLINSON, J. L.; KRAUS, H. K. Modified distraction-stabilization technique using an interbody polymethyl methacrylate plug in dogs with caudal cervical spondylomyelopathy. **Journal of American Veterinary Medical Association**, Schaumburg, v. 208, n. 1, p. 61, 1996.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. G. O aparelho locomotor. In: _____. **Tratado de anatomia veterinária**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1997. p. 25-78.

ELLISON, G. W.; SEIM, H. B.; CLEMMONS, R. M. Distracted cervical spinal fusion for management of caudal cervical spondylomyelopathy in large-breed dogs. **Journal of American Veterinary Medical Association**, Schaumburg, v. 193, n. 4, p. 447-453, 1988.

ENGEL, E. E. **Ensaio mecânico de fixação tipo tirante de tensão**. 1995. 104 f. Tese (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1995.

ETHIER, D. B.; CAIN, E.; YASZEMSKE, M. The influence of anulotomy selection on disc competence. **Spine**, Philadelphia, v.19, n. 18, p. 2071-2076, 1981.

FERREL, E. A.; BERRY, C. R.; THRALL, D. Technical Issues and Interpretation Principles Relating to the Axial Skeleton. In: THRALL, D.E. **Veterinary diagnostic radiology**. 5. ed. Saint Louis: Elsevier, 2007. p. 94-105.

FRACCAROLI, J. L. **Biomecânica – análise dos movimentos**. 2. ed. São Paulo: Cultura Médica, 1981. 252 p.

FRANSSON, B. A.; ZHU, Q.; BAGLEY, R. S.; TUCKER, R.; OXLAND, T. R. Biomechanical evaluation of cervical intervertebral plug stabilization in an ovine model. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 36, p. 449-457, 2007.

GORING, R.; BEALE, B.; FAULKNER, R. The inverted cone decompression technique: a surgical treatment for the cervical vertebral instability “wobbler syndrome” in the Doberman Pinschers. Part I. **Journal of American Animal Hospital Association**, Lakewood, v. 27, n. 4, p. 403-409, 1991.

GRUBB, M. R.; CURRIER, B. L.; SHIH, J. S.; BONIN, V.; GRABOWSKI, J. J.; CHAO, E. Y. Biomechanical evaluation of anterior cervical spine stabilization. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 8, p. 886-892, 1998.

HACKER R. J.; CAUTHEN, J. C.; GILBERT, T. J.; THOMAS, J.; GRIFFITH, S. A prospective randomized multicenterclinical evaluation of an anterior cervical fusion cage. **Spine**, Philadelphia, v. 25, n. 20, p. 2646-2655, 2000.

HAKALO, J.; PEZOWICZ, C.; WRONSKI, J.; BEDZINSKI, R.; KASPROWICZ, M. Comparative biomechanical study of cervical spine stabilisation by cage alone, cage with plate, or plate-cage: a porcine model. **Journal of Orthopaedic Surgery**, Boston, v. 16, n. 1, p. 9-13, 2008.

HAMBY, W. .; GLASER, H. T. Replacement of spinal intervertebral discs with locally polymerizing methyl methacrylate. Experimental study of effects upon tissues and report of a small clinical series. **Journal of Neurosurgery**, v. 16, n. 3, p. 311-313, 1959.

HARRISON, D. E.; HARRISON, D. D.; CAILLIET RENE, S T. J.; JANIK, T. J.; HOLLAND, B. Cobb method or Harrison posterior tangent method wich to choose for lateral cervical radiographic analysis. **Spine**, Philadelphia, v. 25, n. 16, p. 2072-2078, 2000.

HOLANDA, A. J. **Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e de impacto dos ossos**. 1999. Dissertação (Mestrado em Bioenergia) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

IGNÁCIO, H. **Utilização do cimento derivado do polímero da mamona no preenchimento de falha óssea**: estudo experimental em coelhos. 1995. 96 f. Dissertação (Mestrado em Ortopedia e Traumatologia) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1995.

IGNÁCIO, H. Estudos sobre a aplicabilidade médica da poliuretana de mamona. **Resenha Ortopédica**, Ribeirão Preto, v. 6, n. 1, p. 10-12, 1996.

IGNÁCIO, H. **Avaliação da poliuretana da mamona nas formas compacta e porosa no preenchimento de falha óssea: estudo experimental em cães**. 1999. 91 f. Tese (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

KANDZIORA F.; PFLUGMACHER, R.; SCHOLZ, M.; EINDORF, T.; SCHNAKE, K. J.; HAAS, N. P. Bioabsorbable interbody cages in a sheep cervical spine fusion model. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 17, p. 1845–1855, 2004.

KARASICK, D. Anterior cervical spine fusion: struts, plugs, and plates. **Skeletal Radiology**, New York, v. 22, n. 2, p. 85-94, 1993.

LARANJEIRA, M. G., REZENDE, C. M. F.; SÁ, M., J. C.; SILVA C. M. Implantes de resina de poliuretana vegetal (*Ricinus communis*) na tração linear, fixação e fusão vertebral no cão. Estudo experimental **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte, v. 56, n. 5, p. 602-609, 2004.

LINCOLN, J. D.; PETTIT, G. D. Evaluation of fenestration for treatment of degenerative disc disease in the caudal cervical region of large dogs. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 14, n. 3, p. 240-246, 1985.

LINDE, F.; SORENSEN, H. C. F. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 26, n. 10, p. 1249-1252, 1993.

MACHADO, I. R. **Estudo experimental comparativo da fixação posterior do segmento subaxial da coluna cervical, através das técnicas de aramagem sublaminar, interespinhosa e placas de Roy-Camille, em cadáveres humanos**. 1996. 100 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.

MACY, N. B.; LES, C. M.; STOVER, S. M.; KASS, P. H. Effect of disk fenestration on sagittal kinematics of the canine C5-C6 intervertebral space. **Veterinary Surgery**, Philadelphia, v. 28, n. 3, p. 171-179, 1999.

MAJD, M. E.; VADHVA, M.; HOLT, R. T. Anterior cervical reconstruction using titanium cages with anterior plating. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 15, p. 1604–1610, 1999.

MARIA, P. P. **Emprego da poliuretana de mamona (*Ricinus communis*) em defeito ósseo produzido experimentalmente na porção proximal medial da tíbia no cão: estudo do desvio da crista tibial**. 2001. 90 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia veterinária) – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal, 2001.

MASON, T. A. Cervical vertebral instability (wobbler syndrome) in the dog. **Veterinary Records**, London, v. 17, n 7, p. 142-145, 1979.

MATGE G. Anterior interbody fusion with the BAK-cage in cervical spondylosis. **Acta Neurochirurgica**, Autriche, v. 140, n. 1, p. 1–8, 1998.

MATTHEWS, L. S.; ELLIS, D. Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 1, n. 2, p. 65-71, 1968.

MARCHETTO, A.; CAMACHO, G. L.; MACHADO, I. R.; SHIMANO, A. C.; PAULIN, J. B. P.; BARROS FILHO, T. E. P. Estudo biomecânico em flexão da coluna cervical de cadáveres humanos submetida à corpectomia e estabilização com enxerto de fíbula. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.10, n.2, p.31-40, 2002.

McKEE, W. M.; LAVELLE, R. B.; MASSON, T. A. Vertebral stabilization for cervical spondylopathy using a screw and washer technique. **Journal of Small Animal Practice**, Gloucestershire, v. 30, n. 6, p. 337-342, 1989.

MENEZES FILHO, L. A. Compressão axial de corpos vertebrais humanos: ensaios com cargas lentas e progressivas. 1987. 103 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1987.

OBRIEN W. J.; RYGE, G. **Materiais dentários**. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. p. 64-87.

OHARA, G. H.; KOJIMA, K. E.; TELLES, M.; SOARES, J. V. C.; SALOMÃO, C.; SANDA, M. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da mamona implantada intra-óssea e intra-articular em coelhos. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 3, n. 2, p. 62-68, 1995.

OLSSON, S. E.; STAVENBORN, M.; HOPPE, F. Dynamic compression of the cervical spinal cord: A myelographic and pathologic investigation in Great Dane dogs. **Acta Veterinaria Scandinavica**, Copenhagen, v. 23, n. 1, p. 23-65, 1982.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part. I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, New York, v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992a.

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

PANJABI, M. M. Cervical spine models for biomechanical research. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 24, p. 2684-2699, 1998.

PANJABI, M. M.; ABUMI, K.; DURANCEAU, J.; CRISCI, J. J. Biomechanical evolution of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices. **Spine**, Philadelphia, v. 13, n. 10, p. 1135-1140, 1988.

PHILLIPS, R. W. **Skinner dentistry materials**. 9. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1993. p. 91-120.

READ, R. A.; ROBINS, G. M.; CARLISLE, C. H. Caudal cervical spondylomyelopathy (wobbler syndrome) in the dog: a review of thirty cases. **Journal of Small Animal Practice**, Gloucestershire, v. 24, p. 605-621, 1993.

REITMAN, C. A.; MAURO, K. M.; NGUYEN, L.; ZIEGLER, J. M.; HIPPEL, J. A. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. **Spine**, Philadelphia, v. 29, n. 24, p. 2832-43, 2004.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; JUDET, T.; MAMMOUDY, P. Traumatismes récents des cinq dernières vertèbres cervicales chez l'adulte (avec et sans complication neurologique). **Semaine Des Hospitaux De Paris**, Paris, v. 59, n. 19, p. 1479-1488, 1983.

ROY-CAMILLE, R.; SAILLANT, G.; LAVILLE, C.; BENAÏET, J. P. Treatment of lower cervical spinal injuries – C3 to C7. **Spine**, Philadelphia, v. 17, n. 10, p. 442-446, 1992.

SAUNDERS, H. D.; SAUNDERS, R. **evaluation, treatment and prevention of musculoskeletal disorders**, 3rd ed. Bloomington: Saunders; 1995. 396 p.

SCHMIDT, R.; RICHTER, M.; CLAES, L.; PUHL, W.; WILKE, H. J. Limitations of the cervical porcine spine in evaluating spinal implants in comparison with human cervical spinal segments: a biomechanical in vitro comparison of porcine and human cervical spine specimens with different instrumentation techniques. **Spine**, Philadelphia, v. 30, n. 11, p. 1275–1282, 2005.

SCHULTE, M.; SCHULTHEISS, M.; HARTWIG, E. Vertebral body replacement with a bioglass-polyurethane composite in spine metastases—clinical, radiological and biomechanical results. **European Spine Journal**, Heidelberg, v. 11, n. 5, p. 437–444, 2000.

SEDLIN, E. D. A rheologic model for cortical bone. A study of the physical properties of human femoral samples. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, Copenhagen, v. 83, n. 2, p. 1-77, 1965.

SEIM, H. B. Surgery of the cervical spine. In: FOSSUM, T. W. **Small animal surgery**. 2. ed. St Louis: Mosby, 2002. p. 1213-1263.

SEIM, H. B.; BRUECKER, K. A. Caudal spondylomyelopathy: wobbler syndrome. In: BOJRAB, M. J. **Disease mechanisms in small animal surgery**. 2. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1993. p. 979-983.

SEIM, H. B.; WITHROW, S. J. Pathophysiology and diagnosis of caudal cervical spondylomyelopathy with emphasis on the Doberman Pinscher. **Journal of American Hospital Association**, Lakewood, v. 18, p. 241-251, 1982.

SEROUSSI, R. E.; KRAG, M. H.; MULLER, D. L.; POPE, M. H. Internal deformations of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion, and extension loads. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 7, n. 1, p. 122-131, 1989.

SHEA, M.; EDWARDS, W. T.; WHITE, A. A.; HAYES, W. C. Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 24, n. 2, p. 95-107, 1991.

SHIMANO, A. C.; SHIMANO, M. M. Ensaios tecnológicos de materiais biológicos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 17., 2000, Florianópolis. **Anais...** p. 15-21.

SHORES, A. Canine cervical vertebral malformation/malarticulation syndrome. **The Compendium Continuing for the Practicing Veterinarian**, Princeton, v. 6, p. 326-332, 1984.

SILVA, M. C. **Poliuretano de óleo de mamona como substituto de tendão**: estudo experimental em coelhos (*Oryctolagus Cuniculus*). 2000. 58 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.

SMITH, B. G. N.; WRIGHT, P. S.; BROWN, D. **The clinical handling of dental materials**. Londres: Butterworth, 1986. v. 2, p. 83-139.

SOUZA, R. C. B. **Influência dos componentes de um sistema de fixação vertebral na estabilidade biomecânica**. 2001. Dissertação (Mestrado na área de Bioengenharia) – Escola de engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos , São Carlos, 2001.

SOUZA, S. A. Ensaio de tração. In: SOUZA, S.A. **Ensaaios mecânicos de materiais metálicos**: fundamentos teóricos e práticos. 5. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1982. p. 6-78.

STEFANES, S. A. **Influência da estabilização intervertebral na deflexão da coluna cervical de suínos. Uso de poliuretana de mamona e polimetilmetacrilato**. 2004. 62 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia Veterinária) - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal, 2004.

STEFANES S. A.; PADILHA FILHO, J. G.; OLIVEIRA, B. J. N. A. de; SHIMANO, A. C.; PORTUGAL, J. B.; VOLPON, J. B. Padronização de amostras da coluna cervical de suínos para realização de testes biomecânicos. **Ciência Animal Brasileira**, Goiânia, v. 9, supl. 1, p.188-190, 2008.

SUTTERLIN III, C. E.; McAFFE, P. C.; WARDEN, K. E.; REY, R. M.; FAREY, I. D. A biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a bovine model – Static and cyclical loading. **Spine**, Philadelphia, v. 13, n. 7, p. 795-802, 1988.

TROTTER, E. J.; DeLAHUNTA, A.; GEARY, J.C.; BRASNER, T. H. Caudal cervical vertebral malformation-malarticulation in Great Danes and Doberman Pinschers. **Journal of American Veterinary Medical Association**, Schaumburg, v. 168, p. 917-930, 1976.

Van GUNDY, T. Canine wobbler syndrome. Part II. Treatment. **The Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian**, Princeton, v. 11, n. 1, p. 175-179, 1989.

VAUGHN, H. T.; HAVING, K. M.; ROGERS, J. L. Radiographic analysis of intervertebral separation with a 0° and 30° rope angle using the saunders cervical traction device. **Spine**, Philadelphia, v. 31, n. 2, p. E39–E43, 2006.

WAERHAUZ, J.; ZANDER, H. A. Reaction of gingival tissues to self-curing resins. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v. 54, n. 76, p. 24-31, 1957.

WHEELER, S. J.; SHARP, N. J. H. **Diagnóstico e tratamento cirúrgico das afecções espinais do cão e do gato**. São Paulo: Manole, 1999. 224 p.

WHITE, A. A.; SOUTHWICK, W. O.; PANJABI, M. M.; MANOHAR, M. Clinical instability in the lower cervical spine: a review of past and concepts. **Spine**, Philadelphia, v. 1, n. 1, p.15-27, 1976.

WHITE, A. P.; BISWAS, D.; SMART, L. R.; HAIMS, A.; GRAUER, J. N. Utility of flexion-extension radiographs in evaluating the degenerative cervical spine. **Spine**, Philadelphia, v. 32, n. 9, p. 975-9, 2007.

WHITECLOUD, T. S. Modern alternatives and techniques for one-level discectomy and fusion. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Heidelberg, n. 359, p. 67-76, 1999.

WILTSE, L. L. E.; WINTER, R. B. Terminology and measurement of spondylolisthesis. **Journal Bone Joint Surgery American Serie A**, Boston, v. 65, n. 6, p. 768-772, 1983.

WOO, S. L.; ORLANDO, C. A.; CAMP, J. F.; AKESON, W. H. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 19, n. 5, p. 399-404, 1986.

WRIGHT, J. A. A study of the radiographic anatomy of the cervical spine in the dog. **Journal Small Animal Practice**, Oxford, v. 18, n. 5, p. 341-357, 1977.

WRIGHT, J. A. Congenital and development abnormalities of the vertebrae. **Journal of Small Animal Practice**, Oxford, v. 20, p. 625, 1979a.

WRIGHT, J. A. The use of sagittal diameter measurement in the diagnosis of cervical spinal stenosis. **Journal of Small Animal Practice**, Oxford, v. 20, n. 6, p. 331-344, 1979b.

ZILIOTO, L.; FANTINATTI, A. P.; DALECK, C. R.; PADILHA FILHO, J. G.; SOUZA, A. P.; DINIZ, P. P. V. P. Utilização de implante ósseo cortical alógeno conservado em glicerina para preservação de membro torácico: estudo experimental em cães. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 18, n. 2, p. 107-115, 2003.