



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

PAULO VINÍCIUS TERTULIANO MARINHO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE DISCO
INTERVERTEBRAL CERVICAL EM CÃES**

Londrina
2015

PAULO VINÍCIUS TERTULIANO MARINHO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE DISCO
INTERVERTEBRAL CERVICAL EM CÃES**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Ciência Animal da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção de título de mestre em Ciência Animal.

Orientador (a): Profa. Dra. Mônica Vicky Bahr Arias

Londrina
2015

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da
Universidade Estadual de Londrina.**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

M338d Marinho, Paulo Vinícius Tertuliano.
Desenvolvimento de uma prótese de disco intervertebral cervical em cães / Paulo
Vinícius Tertuliano Marinho. – Londrina, 2015.
104 f. : il.

Orientador: Mônica Vicky Bahr Arias.
Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) – Universidade Estadual de Londrina,
Centro de Ciências Agrárias, Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal, 2015.
Inclui bibliografia.

1. Cão – Doenças – Teses. 2. Artroplastia – Teses. 3. Disco intervertebral – Teses. 4.
Prótese – Teses. 5. Neurologia veterinária – Teses. 6. Bioengenharia – Teses. I. Arias,
Mônica Vicky Bahr. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências
Agrárias. Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal. III. Título.

CDU 619:636.7

PAULO VINÍCIUS TERTULIANO MARINHO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE DISCO
INTERVERTEBRAL CERVICAL EM CÃES**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Ciência Animal da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção de título de mestre em Ciência Animal.

BANCA EXAMINADORA

Orientador a Profa. Dra. Mônica Vicky Bahr Arias
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita
Filho” / Jaboticabal - UNESP

Prof. Dr. Antonio Cezar de Oliveira Dearo
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 10 de março de 2015.

Aos meus pais, Inácio Marinho e Joselice Tertuliano, que nunca mediram esforços para que eu alcançasse esse objetivo, além de serem verdadeiros exemplos de vida, meus principais espelhos e os maiores responsáveis pela minha existência.

Às minhas irmãs, Déborah Danielle e Anna Priscilla, minhas duas princesas.

A minha namorada Carolina Zani, por todo o amor, apoio e companheirismo durante essa etapa.

“The distance between your dreams and reality is called discipline”

Evan Carmichael

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, o autor da vida. Meu refúgio e fortaleza.

A meus pais, **Inácio Marinho** e **Joselice Tertuliano**, as pessoas mais importantes da minha vida, responsáveis por me dar a vida e tudo que tenho. Sem eles, o meu sonho de ser médico veterinário e me tornar residente com certeza não teria sido realizado. Hoje me torno mestre e devo tudo a vocês dois, fundamentais no meu crescimento e durante todo o meu desenvolvimento espiritual e secular. Orgulho de tê-los como pais. A vocês agradeço eternamente. Amo muito vocês dois.

Às minhas queridas irmãs, **Deborah** e **Priscilla**, que representam muito para mim, sangue do meu sangue, e que mesmo distantes, compartilharam comigo muitos momentos importantes durante esta etapa. Saibam que sempre estarão guardadas no meu coração. Amo vocês minhas princesas.

À minha namorada **Carol**, meu braço direito e às vezes o esquerdo também. Tivemos o privilégio de aprendermos juntos, em cada cirurgia, em cada “bronca”, em cada artigo escrito e publicado e tudo serviu de forma essencial para o nosso crescimento profissional. Saiba que você foi muito importante durante esse período de mestrado, sempre andou ao meu lado em todas as fases dessa caminhada. Você foi a minha família em Londrina. Te amo!

Ao meu pequeno grande porquinho, **Jeffinho**. “Você” tornou os meus dias mais felizes e mais prazerosos. O meu “filhinho”. Amo você meu pequeno!

À minha orientadora, a professora **Mônica**. Você foi a minha segunda mãe. Muito obrigado pelo convívio e por todo o conhecimento passado. Sem dúvidas o meu crescimento na neurologia veterinária foi graças a você. Hoje posso dizer que fui um aprendiz da senhora e quando a minha neurologia um dia alcançar um nível alto, tenho certeza que teve a sua contribuição técnica e científica.

Ao meu primo e amigo **Felippe Trigueiro**, que primeiramente colocou os meus desenhos e rabiscos no AutoCad, dando as primeiras formas à prótese.

Ao meu co-orientador o professor **Antônio Carlos Shimano** (USP – Ribeirão Preto). Sem dúvidas sua contribuição foi fundamental para que esse projeto esteja finalizado. Muito obrigado por tudo!

À minha “segunda orientadora” **Ana Paula** (USP – Ribeirão Preto). A sua paciência e o seu conhecimento de engenharia foram fundamentais para esse trabalho. Posso falar sem nenhuma dúvida que se não fosse por você esse trabalho não estaria finalizado. Você soube integrar as áreas da medicina veterinária com a engenharia de uma maneira fenomenal e o seu domínio com o método de elementos finitos tornou tudo isso possível. Não tenho palavras para agradecer tamanha contribuição para com esse trabalho. Toda a paciência e todo o tempo

dedicado nas análises tornaram o meu sonho de ser mestre possível. A você o meu eterno agradecimento!

Ao professor **Cláudio** do Departamento de Design, UEL. Você teve uma grande parcela de contribuição do referido trabalho. A sua brilhante capacidade de trabalhar com o design tornaram as nossas imagens cada vez mais precisas e perfeitas. O tempo dedicado ao desenho da prótese e as impressões em 3D tornaram a confecção na nossa prótese uma realidade. À você o meu mais sincero agradecimento.

Aos meus amigos **Gabriel Diamante, Bruno Elias, José Bessegato, João Barboza e Aquiles** o meu agradecimento especial. Vocês foram muito importantes para mim. Obrigado por cada brincadeira, por cada risada, enfim, pelo convívio e pela contribuição científica de cada um. Estamos ai para o que der e vier.

Ao amigo **Paulo Jark**, pela amizade e por todo o apoio durante essa caminhada.

A todos aqueles que compunham e compõem o grupo de neurologia da UEL. A vocês: **Henrique Vilela, Larissa Valentim, Juliana Aguiar, Adama, Igor, Victor Pacheco, Rafael Saconatto, Rafael Bernardes, Marina Santoro, Geovane Pereira, Bianca Ishikawa, Bianca Watanabe, Flávia Petrone, Lais Sargi...** Muito obrigado pelo convívio e pelos conhecimentos divididos entre nós. Levarei esse grupo para sempre. Tenham certeza de que vocês chegarão muito longe.

A todos os residentes da UEL pelo convívio e troca de conhecimento, em especial os amigos **Valdair, Laiza Camargo e Aquiles**. Muito obrigado por tudo meus amigos!

Aos demais professores que tive durante todo o mestrado, pelo árduo trabalho de repassar conhecimentos a alguém muitas vezes desconhecido.

Aos professores **Lucas Alécio e Fernando De Biasi** (UEL) pelas contribuições extremamente valiosas ao trabalho no exame de qualificação.

Aos professores **Bruno Watanabe e Cezar Dearo** por todas as contribuições extremamente pertinentes durante a defesa do mestrado.

A todos os estagiários que passaram pelas nossas mãos, peças fundamentais durante essa caminhada.

A todos os pós-graduandos da UEL, pelo convívio e pela troca de conhecimentos que foi fundamental para o meu crescimento.

Ao Programa de Pós-graduação em Ciência Animal e ao Hospital Veterinário da UEL pelo apoio estrutural.

Aos familiares, amigos, colegas e funcionários que, mesmo não estando aqui citados, sabem, no íntimo, o quanto contribuíram e acreditaram na realização desse sonho, meu muito obrigado.

Aos **animais**, que na sua mais profunda sabedoria e dignidade, me tornaram uma pessoa melhor! No decorrer da minha vida aprendi a amá-los e, o mais importante, ter respeito por “eles”, os quais muitas vezes nos oferecem tanto, sem nada nos pedir em troca. Sem “eles” nada teria sido possível, e por isso agradeço e peço perdão.

MARINHO, Paulo Vinícius Tertuliano. **Desenvolvimento de uma prótese de disco intervertebral cervical em cães**. 2015. 104 fls. Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2015.

RESUMO

A espondilomielopatia cervical (EMC) é uma afecção que envolve diversas estruturas da coluna vertebral cervical de cães de raças grandes e gigantes, havendo como consequência a compressão da medula espinhal, raízes nervosas, ou ambas. A cirurgia é o tratamento de escolha e diferentes procedimentos cirúrgicos foram propostos para o tratamento da EMC. Na doença disco-associada, o tratamento amplamente utilizado e que conduz a melhores resultados é a distração-fusão, porém, esta técnica pode levar a alterações biomecânicas nos segmentos adjacentes aumentando o risco de lesão do tipo “dominó”, com consequente degeneração dos discos intervertebrais imediatamente craniais e caudais ao ponto acometido. Recentemente, a técnica de artroplastia com o uso da prótese *Adamo Spinal Disc*[®] foi proposta na Medicina Veterinária com o objetivo de preservar a mobilidade entre as vértebras e ao mesmo tempo manter a distração entre elas. Com o uso dessa prótese, os resultados clínicos foram favoráveis, porém a quantidade de distração e a mobilidade dos espaços intervertebrais reduziram-se com o passar do tempo, quando comparado com o pós-operatório imediato. Outra complicação encontrada foi o afundamento tardio do implante no corpo vertebral. O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma prótese de disco intervertebral cervical por meio do “design” gráfico e avaliar de forma qualitativa e quantitativa as principais tensões no sistema prótese - corpo vertebral utilizando o método de elementos finitos (MEF). Para isso foram utilizadas dezesseis colunas cervicais (C3-C7) de cadáveres caninos maduros (25-35 Kg) que serviram como modelo e parâmetro para as mensurações do tamanho da prótese. A mensuração da largura, altura, comprimento e angulação das superfícies ventrais e placas terminais dos corpos vertebrais de C5-C6 das colunas cervicais coletadas foram realizadas a fim de se obter o tamanho médio da prótese a ser desenvolvida. A prótese foi desenvolvida no programa Rhinoceros[®] e utilizou-se prototipagem após impressão em 3D para definição do melhor “design” e mensurações do implante. A análise por meio do MEF foi realizada no programa AnsysWorkbench[®]. Para comparar a prótese desenvolvida com a já existente no mercado, foram compostos dois grupos experimentais representados por: prótese de disco cervical constituída de liga de titânio, denominada *PVTM Cervical Disc* (grupo I - GI) e a prótese *Adamo Spinal Disc*[®] (grupo II - GII). As tensões nas superfícies dos corpos vertebrais e prótese (parte cranial – P1; parte caudal – P2 e parafusos) foram avaliadas após a aplicação de forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral. As forças foram aplicadas com as vértebras posicionadas de duas formas: neutra (para ambos os grupos) e pré-posicionada (flexão e extensão máximas apenas para o GI). Com as vértebras posicionadas de forma neutra, tanto para o GI como para o GII, observou-se que as tensões totais médias geradas no corpo vertebral, em P1 e P2 foram respectivamente 51,7%, 72,7% e 57,1% maiores no GII do que em GI. Com as vértebras posicionadas de forma neutra para o GII e pré-posicionada para o GI, observou-se que as tensões totais médias geradas no corpo vertebral, em P1 e P2 foram respectivamente 119,9%, 123,6% e 105,4% maiores em GII que em GI. A prótese *PVTM Cervical Disc* (GI) apresentou “design” adequado e bom encaixe no espaço intervertebral entre C5 e C6, e as tensões totais médias geradas no osso e prótese foram maiores em GII quando comparado com o GI. O estudo permitiu desenvolver uma prótese com distribuição mais homogênea das tensões no corpo vertebral e que possivelmente evita o afundamento da mesma e consequente redução da distração e mobilidade intervertebral como ocorre com a prótese *Adamo Spinal Disc*[®] (GII) existente no mercado.

Palavras-chave: Neurologia. Bioengenharia. Artroplastia. Cães.

MARINHO, Paulo Vinícius Tertuliano. **Developing a cervical intervertebral disc prosthesis in dogs**. 2015. 104 fls. Dissertation (Master in Ciência Animal) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2015.

ABSTRACT

Cervical spondylomyelopathy (CSM) is a disease that usually affects various structures of the cervical spine of large and giant breed dogs causing compression of the spinal cord, nerve roots, or both. Surgery is the treatment of choice and different surgical techniques have been proposed for the treatment of CSM. In disk-associated disease a widely used treatment the better results is distraction-merger, however, this technique can lead to biomechanical changes in the adjacent segments increasing the risk of “domino” type injury with consequent degeneration of the discs immediately cranial and caudal to the affected point. Recently, arthroplasty was proposed in order to keep distraction and preservation of mobility at the affected site using the Adamo Spinal Disc® prosthesis. Clinical outcomes using this prosthesis were favorable but distraction and mobility in the treated intervertebral spaces were reduced in most dogs over time when compared to the immediate postoperative period. Sinking of the prosthesis in the vertebral body was the main complication. Therefore, the objective of this study was to develop a cervical intervertebral disc prosthesis and evaluate main stress points in the prosthesis system - vertebral body using the Finite Element Method (FEM). Sixteen cervical spine (C3-T1) of mature canine cadavers weighing between 25-35 Kg that served as a model and basis for the measurements of the size of the prosthesis were used. The measurement of width, height, length and angle of the ventral surfaces and end plates of the vertebral bodies of C5-C6 of the cervical spine collected were performed to obtain the average size of the prosthesis to be developed. The prosthesis has been developed in Rhinoceros program and used for 3D prototyping after printing to define the best "design" and measurements from the implant. Analysis by the FEM was held at AnsysWorkbench® program. We setup two experimental groups represented by: cervical disc prosthesis made of titanium alloy (group I - GI) and the prosthesis Adamo Spinal Disc® (group II - GII). The stresses in the surfaces of the vertebral bodies and implant (cranial plate - P1; flow plate - P2 and screws) were evaluated after applying extension forces, lateral bending and ventral flexing. The forces applied to the vertebrae were positioned in two ways: neutral (for both groups) and pre-positioned (maximum flexion and extension only for GI). Comparing tensions with the vertebrae positioned neutrally it was observed that the average total stress generated were 51.7%, 72.7% and 57.1% higher in GII than in GI, in the vertebral body, P1 and P2, respectively. Comparing the tensions in the neutral form (GII) and pre-positioned (GI), the average total stress generated were 119.9%, 123.6% and 105.4% higher in GII than GI, in the vertebral body, and P1 P2, respectively. The developed prosthesis *PVTM Cervical Disc* (GI) presented nice fit and proper "design" intervertebral space between C5 and C6 and the average total stress generated in the bone and prosthesis GII were higher when compared with the GI. The study allowed us to develop a prosthesis that features more homogeneous stress distribution in the vertebral body and prevents the sinking of the prosthesis and consequent reduction of distraction and intervertebral mobility as occurs in Spinal prosthesis Adamo Disc® (GII) on the market.

Keywords: Neurology. Bioengineering. Arthroplasty. Dogs

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Imagem fotográfica da esfera de aço Fernstrom (A) e radiografia da coluna vertebral de humano após a implantação da esfera de aço Fernstrom no ERI, especificamente na metade posterior da porção superior do corpo vertebral inferior (B).....	35
Figura 2.	Imagem dos projetos de Patil (A), Lee (B) e Kostuik (C).....	35
Figura 3.	Imagem fotográfica das próteses SB Charité I (A) e III (B)	36
Figura 4.	Imagem fotográfica do Prodisc de Marnay (A) e Maverick de Mathews (B).....	37
Figura 5.	Imagem fotográfica da Prestige ITM (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).....	38
Figura 6.	Imagem fotográfica da Prestige STLPTM (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).....	39
Figura 7.	Imagem fotográfica da Cervicore™ (SpineCore, Summit, USA).....	39
Figura 8.	Imagem fotográfica do ProDisc-C (Synthes, Spine Solutions, Paoli, USA).....	40
Figura 9.	Imagem fotográfica do Bryan Disc (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA) (A) e concavidade devidamente fresada no corpo vertebral para o perfeito encaixe da prótese (B).....	41
Figura 10.	Imagem fotográfica da PCM (Porous Coated Motion) (Cervitech, Roundhill, USA).....	42
Figura 11.	Imagem fotográfica do Secure-C®-Cervical Artificial Disc (Globus Medical).....	42
Figura 12.	Imagem fotográfica da primeira geração da Adamo Spinal Disc®. A. Vista lateral. As duas lâminas em “L” (setas pretas) estão ligadas à extremidade ventral de cada prótese, e após o disco ser implantado, as lâminas são removidas por meio de torção. A superfície externa de cada placa (setas pretas pontilhadas) é convexa para impedir a migração da prótese. B. Interior das placas. A área no interior da prótese é formada por uma superfície côncava (seta vermelha) e outra convexa (seta vermelha pontilhada), permitindo encaixe perfeito, o que mantém a mobilidade entre elas. C. Superfície externa. Cada superfície tem ranhuras concêntricas para permitir o crescimento ósseo para o interior da prótese	47
Figura 13.	Imagem radiográfica com o Adamo Spinal Disc® posicionado no espaço intervertebral após o destacamento das lâminas em “L”	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Grupos experimentais, forças aplicadas e estruturas avaliadas	101
Tabela 2.	Valores das propriedades mecânicas referentes a cada estrutura	101
Tabela 3.	Superfícies avaliadas (corpo vertebral, P1, P2 e parafusos) após aplicação de forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral nos grupos estudados	102
Tabela 4.	Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral no sistema neutro (GI).....	102
Tabela 5.	Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão no sistema pré-posicionado (GI)	103
Tabela 6.	Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1 e P2 após a aplicação das forças extensão, flexão lateral e flexão no sistema neutro (GII).....	103
Tabela 7.	Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos (GI e GII) após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão em relação aos grupos estudados no sistema neutro e pré-posicionado.....	104
Tabela 8.	Tensão total média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos (GI e GII) com a resultante após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão em relação aos grupos estudados no sistema neutro e pré-posicionado	104

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AINEs	Antiinflamatórios não esteroides
C3	Terceira vértebra cervical
C5	Quinta vértebra cervical
C6	Sexta vértebra cervical
C7	Sétima vértebra cervical
C8	Oitava vértebra cervical
DCAF	Discectomia cervical anterior e fusão vertebral
EMC	Espondilomielopatia cervical
ERI	Eixo de rotação instantânea
MEF	Método de elementos finitos
MPa	Megapascal
RM	Ressonância magnética
T1	Primeira vértebra torácica
TC	Tomografia computadorizada
TEVM	Tensão equivalente de von-Mises
Kg	Kilograma
SRD	Sem raça definida

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1	SINDROME DE WOBBLER	17
2.2	PROBLEMAS RELACIONADOS A FUSÃO VERTEBRAL	29
2.3	ARTROPLASTIA DO DISCO INTERVERTEBRAL EM HUMANOS.....	31
2.4	ARTROPLASTIA DO DISCO INTERVERTEBRAL EM CÃES.....	46
2.5	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	49
2.6	AVALIAÇÃO CRÍTICA PARA O DESENVOLVIMENTO DA PRÓTESE DE DISCO INTERVERTEBRAL	54
3	REFERÊNCIAS	55
4	OBJETIVOS	69
5	ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO	70
5.1	INTRODUÇÃO	71
5.2	MATERIAL E MÉTODOS	73
5.3	RESULTADOS	77
5.4	DISCUSSÃO	80
5.5	AGRADECIMENTOS	87
5.6	REFERÊNCIAS	88
	FIGURAS	93
	TABELAS	101

1 INTRODUÇÃO

2

3 A espondilomielopatia cervical (EMC) é uma doença que afeta cães de raças grandes e
4 gigantes, caracterizada por anormalidades da coluna cervical que podem em déficits
5 neurológicos, hiperestesia cervical ou ambos (ADAMO, et al., 2007; DA COSTA, 2010a).

6 Os cães afetados apresentam estenose do canal vertebral causada ou por doença do disco
7 intervertebral, ou decorrente de má-formação óssea, provavelmente de origem congênita (SEIM;
8 WITHROW, 1982; DA COSTA, 2010a).

9 Vários procedimentos cirúrgicos foram propostos para o tratamento da EMC, sendo a
10 porcentagem de sucesso com todas as técnicas em torno de 80% (SHARP; WHEELER, 2005;
11 SEIM, 2007; DA COSTA, 2010a). O grande número de técnicas descritas reflete a dificuldade
12 do tratamento da EMC (DE DECKER et al., 2008). Existem duas técnicas básicas para o
13 tratamento cirúrgico da EMC: as técnicas descompressivas diretas e as indiretas (SHARP;
14 WHEELER, 2005). No primeiro tipo realiza-se o acesso ao canal vertebral por meio de “slot”
15 ventral, que visa retirar material do disco naqueles pacientes com protrusão discal, ou então
16 laminectomia em casos de compressões dorsais associadas à alterações osteoartríticas das facetas
17 articulares, malformação da lâmina do arco vertebral ou hipertrofia do ligamento amarelo. Já o
18 segundo tipo de técnica tem como objetivo realizar a distração e estabilização das vértebras,
19 visando promover descompressão medular nos pacientes com doença disco-associada, tais como
20 hipertrofia do ligamento longitudinal dorsal e/ou protrusão discal (SEIM, 2007; DA COSTA,
21 2010a).

22 Na EMC disco-associada, a técnica de distração-fusão é amplamente descrita e resulta nos
23 melhores resultados, no entanto, pode levar a alterações biomecânicas dos segmentos adjacentes,
24 pois a ausência de movimento em um nível vertebral é compensada com aumento de movimento
25 nos espaços intervertebrais adjacentes, aumentando a pressão intradiscal com conseqüente
26 degeneração dos discos intervertebrais imediatamente craniais e caudais ao ponto acometido,
27 evento comumente conhecido como efeito “dominó” (RIHN et al., 2009).

28 Recentemente, foi proposta uma técnica que preserva o movimento entre as vértebras, com
29 o objetivo de manter a distração e a preservação da mobilidade, utilizando uma prótese para
30 substituir o disco intervertebral (ADAMO, et al., 2007; DA COSTA, 2010a; ADAMO, 2011).
31 Esta técnica vem sendo intensamente estudada em humanos com mielopatia cervical e apresenta
32 vantagens sobre as técnicas de descompressão ventral e distração-fusão. A artroplastia do disco
33 intervertebral permite o reestabelecimento do espaço do disco normal, com preservação do
34 movimento no segmento intervertebral afetado (ADAMO, 2011) e pode ser combinada com

1 “slot” ventral, permitindo assim a completa descompressão da medula espinhal (DA COSTA,
2 2010a). A vantagem dessa associação com a artroplastia cervical em comparação ao “slot”
3 ventral convencional, é que a prótese discal atua como um espaçador, impedindo o colapso no
4 espaço do disco intervertebral, que poderia comprimir as raízes nervosas que passam pelo
5 forame intervertebral, causando hiperestesia cervical e isquemia focal da medula espinhal
6 (ADAMO, 2011).

7 Em um estudo clínica realizado utilizando o sistema *Adamo Spinal Disc*[®] em cães com
8 EMC disco-associada observou-se melhora clínica em praticamente todos os animais operados,
9 com bom grau de distração e manutenção da mobilidade no espaço intervertebral afetado no pós-
10 operatório imediato, porém com redução da distração e perda da mobilidade com o passar do
11 tempo (ADAMO et al., 2014a). As limitações e complicações utilizando essa técnica também
12 foram descritas e observou-se fratura compressiva do corpo vertebral com deslocamento ventral
13 do implante, proliferação de osteófitos laterais comprimindo a raiz nervosa, afundamento
14 precoce da prótese no corpo vertebral após drilagem excessiva da placa terminal, fissura
15 vertebral durante a distração, afundamento tardio da prótese no corpo vertebral e ausência de
16 retorno à deambulação em paciente com tetraparesia não ambulatória (ADAMO et al., 2014b).

17 Em seres humanos, as complicações são bem semelhantes às encontradas em cães,
18 destacando-se o afundamento do implante no osso esponjoso do corpo vertebral, formação ou
19 aumento do número de osteófitos, osteólise em volta do implante e migração da prótese
20 (GOFFIN et al., 2002; LOON; GOFFIN, 2012).

21 Objetivou-se portanto desenvolver uma prótese de disco intervertebral modificada,
22 avaliar e comparar as principais tensões no sistema prótese - corpo vertebral com o sistema
23 *Adamo Spinal Disc*[®] utilizando método de elementos finitos.

24

25

1 2 REVISÃO DA LITERATURA

2

3 2.1 Síndrome de Wobbler

4 A espondilomielopatia cervical (EMC) ou síndrome de Wobbler é uma doença que afeta
5 várias estruturas da coluna vertebral cervical de cães de raças grandes e gigantes, havendo como
6 consequência a compressão estática e dinâmica da medula espinhal cervical, raízes nervosas, ou
7 ambas, levando a graus variados de déficits neurológicos e dor cervical (DA COSTA, 2010a).

8 Existem diferentes nomes para essa doença na medicina veterinária: síndrome de
9 Wobbler, espondilomielopatia cervical caudal, espondilopatia cervical, espondilopatia cervical
10 com compressão disco-associada, instabilidade vertebral cervical, síndrome da malformação e
11 má articulação cervical, espondilolistese cervical, mielopatia cervical estenótica, síndrome de
12 Wobbler disco-associada, estenose espinhal cervical, subluxação cervical, síndrome de
13 instabilidade-malformação cervical vertebral, mielopatia cervical espondilótica e
14 espondilomielopatia cervical (DA COSTA, 2010a). Poucas doenças em medicina veterinária
15 receberam ao menos 14 denominações diferentes, o que certamente reflete a falta de
16 conhecimento sobre a fisiopatogenia da afecção (TOOMBS; WATERS, 2003).

17 A etiologia da EMC ainda é desconhecida, sendo que as possíveis causas incluem as de
18 origem genética, congênita, conformação corporal e nutricional (DA COSTA, 2010a).
19 Felizmente, nos últimos anos diversos estudos foram realizados fornecendo informações
20 importantes sobre diversos aspectos da EMC (DA COSTA, 2010a).

21 Muitos pesquisadores propuseram uma origem genética para a ocorrência da afecção
22 (PALMER; WALLACE, 1967; SELCER; OLIVER, 1975; MASON, 1977), e a primeira
23 descrição da EMC em cães da raça Basset Hound sugeriu que a doença fosse herdada, mas
24 apenas seis cães, todos machos menores de seis meses de idade, foram estudados, não sendo
25 possível estabelecer um modo específico de herança (PALMER; WALLACE, 1967). Um estudo
26 em Borzois sugeriu que a EMC apresentasse padrão autossômico recessivo, mas não foi
27 explicado por que apenas as fêmeas foram afetadas (JAGGY et al., 1988). Outros estudos
28 propuseram uma base genética (DENNY; GIBBS; GASKELL, 1977), mas a metodologia para
29 apoiar tais conclusões não foi relatada. Em dois grandes estudos com mais de 370 Dobermans,
30 também não foi possível demonstrar uma característica hereditária (BURBIDGE; PFEIFFER;
31 BLAIR, 1994), no entanto, nenhum estudo prospectivo delineado adequadamente avaliou
32 especificamente os aspectos genéticos da EMC em Dobermans ou Dogue Alemães (DA
33 COSTA, 2010a). Em um estudo em Dobermans neonatos foram investigadas as características

1 da tomografia computadorizada (TC) da coluna cervical em 27 cães, comparando-a com a
2 coluna cervical de cães neonatos de outras raças, sendo identificado estenose do aspecto cranial
3 do canal vertebral e assimetria do corpo vertebral na quinta (C5), sexta (C6) e sétima (C7)
4 vértebras cervicais dos Dobermans, sendo C7 a vértebra mais afetada, indicando que Dobermans
5 nascem com estenose congênita do canal vertebral (BURBIDGE, 1999).

6 A conformação óssea poderia ser um fator predisponente para o desenvolvimento da
7 EMC, e por vários anos foi sugerido que cães com pescoço longo e cabeça maior que o normal
8 estariam predispostos à EMC, pois o peso excessivo da cabeça destes cães atuaria em conjunto
9 com a força da gravidade sob as vértebras cervicais causando EMC (WRIGTH; REST;
10 PALMER, 1973). Segundo Wright, Rest e Palmer (1973), cães de cabeça grande, de pescoço
11 longo e com taxa de crescimento rápido sofrem estresse anormal nos corpos vertebrais,
12 provocando alterações vertebrais e compressão da medula espinhal. No entanto, em um estudo
13 com 138 Dobermans de 1 a 13 anos de idade, não foi encontrado nenhuma correlação entre a
14 conformação do corpo, tamanho da cabeça, comprimento do pescoço, comprimento do corpo e
15 altura da cernelha com imagens radiográficas que evidenciassem EMC (BURBIDGE; PFEIFER;
16 BLAIR, 1994), assim parece improvável que a conformação do corpo tenha um papel
17 significativo no desenvolvimento da EMC (DA COSTA, 2010a).

18 Fatores dietéticos incluindo superalimentação e excesso de cálcio, proteína e calorias na
19 dieta também foram propostos como uma possível causa em Dogues Alemães (HEDHAMMAR
20 et al., 1974), mas é improvável que apenas o excesso destes nutrientes seja capaz de causar EMC
21 sem a presença de outros fatores, pois há muito tempo as práticas de superalimentação e
22 suplementação com cálcio foram abandonadas e a doença ainda é comumente vista (DA
23 COSTA, 2010a).

24 Como os cães afetados apresentam estenose do canal vertebral causada por doença do
25 disco intervertebral, em geral nos discos cervicais caudais, ou por estenose associada à má-
26 formação óssea, provavelmente de origem congênita (SEIM; WITHROW, 1982; DA COSTA,
27 2010a), a fisiopatologia da doença é estudada e explicada com base nessa divisão (DA COSTA,
28 2010a).

29 A EMC ósseo-associada ocorre predominantemente em cães jovens de raças gigantes, e
30 assim, sendo a raça Dogue Alemão a principal raça afetada, e, como nesses animais a doença é
31 vista em uma idade mais precoce, a causa hereditária parece a mais provável. Os cães afetados
32 apresentam estenose severa do canal vertebral decorrente de proliferação óssea do arco vertebral
33 dorsalmente, das facetas articulares dorsolateralmente, ou das facetas articulares e dos pedículos
34 vertebrais lateralmente. A causa da compressão parece ser a combinação de malformações

1 vertebrais com alterações osteoartríticas das facetas articulares, e apesar de a maioria dos cães de
2 raças gigantes apresentarem compressões ósseas, ocasionalmente estas podem ser complicadas
3 pela ocorrência de protrusão discal quando os cães se tornam mais velhos. Cães de raças grandes
4 como os Dobermans também podem ter compressões puramente ósseas, mas essas são menos
5 comuns que a compressão disco-associada. A compressão por hipertrofia do ligamento amarelo
6 pode fazer parte dessa doença, mas a compressão ligamentar, como única fonte de compressão
7 não é comum (DA COSTA, 2010a).

8 A compressão disco-associada é observada em cães de raças grandes de meia idade,
9 principalmente Doberman Pinschers, com mais de três anos, e em média com seis anos de idade
10 (DA COSTA, 2010a). Embora a patogênese da EMC disco-associada não seja bem
11 compreendida, suspeita-se que haja um componente multifatorial, incluindo anormalidades
12 primárias do desenvolvimento e alterações degenerativas secundárias que levam à estenose do
13 canal vertebral e compressão da medula espinhal (VANGUNDY, 1989).

14 No Doberman Pinscher, a doença do disco intervertebral crônica parece ser um fator
15 importante (VANGUNDY, 1988; JEFFERY; MCKEE, 2001), sendo frequentemente dinâmica e
16 muitas vezes secundária à uma combinação de doenças degenerativas do disco, hipertrofia do
17 anel fibroso dorsal e hipertrofia do ligamento longitudinal dorsal (SEIM; WITHROW, 1982;
18 SEIM, 2007). Cães afetados nascem com estenose congênita relativa do canal vertebral (DA
19 COSTA; JOHNSON, 2012), que por si não leva a sinais clínicos, mas predispõe ao seu
20 desenvolvimento. A grande maioria das compressões da medula espinhal disco-associada está
21 localizada na região caudal da coluna cervical, afetando os discos entre C5 e C6 e entre C6 e C7
22 (DA COSTA, 2010a), e as características biomecânicas da coluna cervical caudal podem
23 justificar a alta incidência de lesões caudais do disco cervical. Recentemente, em estudos
24 experimentais foi demonstrado que a coluna vertebral cervical caudal sofre até três vezes mais
25 torção do que a coluna cervical cranial (JOHNSON et al., 2010), que é a principal força
26 biomecânica que leva a degeneração do disco intervertebral em cães que não são
27 condrodistróficos (JOHNSON et al., 2010). Além disso, Dobermans com EMC têm discos
28 intervertebrais maiores do que cães clinicamente normais, o que pode causar maior volume de
29 protrusão discal no canal vertebral (DA COSTA, 2007).

30 O conceito de lesão dinâmica é um mecanismo importante para explicar o
31 desenvolvimento de sinais clínicos em cães com EMC disco ou ósseo associada (LEVINE, 1997;
32 ICHIHARA et al., 2003; HENDERSON et al., 2005; DA COSTA, 2007; DA COSTA, 2010a).
33 Aparentemente, na literatura existe confusão sobre o conceito de instabilidade e lesão dinâmica,
34 que são completamente distintos. A instabilidade, nas mielopatias cervicais, é definida como a

1 perda da capacidade da coluna cervical, sob cargas fisiológicas, de manter relações anatômicas
2 entre as vértebras, induzindo dano inicial ou subsequente a medula espinhal ou raízes nervosas
3 com deformidade incapacitante ou dor (PANJABI et al., 2005). A lesão dinâmica é a piora ou a
4 melhora da compressão medular cervical com diferentes posições da coluna cervical ou
5 hiper mobilidade fisiológica, em que o aumento da mobilidade é reversível e não induz patologia
6 do disco ou das facetas articulares, podendo ser observada com movimentos de flexão e de
7 extensão na mielografia (WHITE; PANJABI, 1988; DA COSTA, 2010a).

8 Nas descrições originais, a observação nas mielografias de compressão aparente da
9 medula espinhal quando o pescoço de cães com EMC era flexionado ou estendido foi o fator que
10 levou a se considerar a instabilidade como um fator importante na patogênese da EMC
11 (PARKER et al., 1973; TROTTER et al., 1976), no entanto, o fato da medula espinhal aparecer
12 comprimida na flexão ou extensão do pescoço em uma mielografia não significa,
13 necessariamente, que há instabilidade. Variações nos graus de compressão da medula espinhal
14 são esperados, pois é um padrão fisiológico de movimento da coluna em cães e em humanos. A
15 extensão ou dorso-flexão cervical em humanos saudáveis causa uma redução de 11% a 16% da
16 área do canal vertebral, devido à formação de uma prega do ligamento amarelo, do anel fibroso e
17 da dura mater (REID, 1960; WALTZ, 1967), e ao mesmo tempo, causa aumento da área da
18 medula espinhal em 9% a 17%, o que explica por que a extensão do pescoço provoca o
19 agravamento da compressão da medula espinhal em cães (WALTZ, 1967). A flexão do pescoço,
20 por sua vez, gera efeito oposto na medula espinhal, causando estiramento da mesma entre C2 e
21 T1 e aumento do comprimento em até 17,6%, e o máximo de tensão ocorre na região cervical
22 caudal (REID, 1960; WALTZ, 1967; MUHLE et al., 2001).

23 É improvável que a instabilidade esteja presente em cães com EMC, e as evidências
24 atuais não confirmam este fator na patogênese da EMC (DA COSTA, 2007). Estudos
25 morfométricos e morfológicos de ressonância magnética, especificamente em Dobermans,
26 reforçam esse conceito. O percentual de distração do disco intervertebral entre Dobermans
27 normais e afetados por EMC foi comparado e nenhuma diferença foi observada, sugerindo que a
28 mobilidade do disco intervertebral, pelo menos no plano longitudinal, foi semelhante entre
29 Dobermans normais e acometidos (DA COSTA et al., 2006a). Na verdade cães com degeneração
30 do disco intervertebral apresentam mobilidade intervertebral reduzida (DAI, 1998; KAIGLE;
31 WESSBERG; HANSSON, 1998; KUMARESAN et al., 2001), no entanto, investigações
32 específicas são necessárias para definir o papel das lesões dinâmicas em cães com EMC, e
33 avaliar a presença ou ausência de instabilidade (DA COSTA, 2010a).

34 Foi observado que na ressonância magnética (RM) Doberman Pinschers clinicamente

1 normais apresentam compressões medulares clinicamente silenciosas, e, portanto, a compressão
2 da medula espinhal não necessariamente leva a sinais neurológicos (DA COSTA et al., 2006a;
3 DE DECKER et al., 2008). Da mesma forma, outras alterações da coluna vertebral, tais como
4 degeneração de disco intervertebral, protrusão do disco intervertebral e estenose do forame
5 intervertebral, foram encontradas em alta porcentagem em Dobermans clinicamente normais
6 (DA COSTA et al., 2006a). Obviamente, a compressão da medula espinhal é um componente
7 importante para a patogênese da EMC, porém deve ser acompanhada de outros fatores para levar
8 à doença clínica (DA COSTA, 2007).

9 Em 32 Dobermans Pinschers com e sem apresentação de sinais clínicos de EMC, foram
10 estudadas as características morfológicas e morfométricas da coluna vertebral cervical e da
11 medula espinhal, por imagem de ressonância magnética, constatando-se que a compressão da
12 medula espinhal cervical pode estar presente em Dobermans clinicamente normais, mas com um
13 canal vertebral mais largo, e que Dobermans com sinais clínicos de EMC possuíam estenose do
14 canal vertebral, e mesmo nas regiões de C2 e C7-T1, determinou-se que a estenose do canal
15 vertebral é o mecanismo principal para o desenvolvimento dos sinais neurogênicos da EMC (DA
16 COSTA, 2006a).

17 Todos os cães com EMC tem algum grau de estenose do canal vertebral, que pode ser
18 absoluta, quando causa compressão medular direta e sinais neurológicos, ou relativa, quando por
19 si só não causa sinais de mielopatia, mas predispõe o paciente a desenvolvê-los (DA COSTA,
20 2010a).

21 Segundo Burbidge, Pfeiffer e Guilford (1999), Dobermans Pinschers afetados têm
22 vértebras cervicais caudais anormais e estas más formações vertebrais resultam na estenose do
23 canal vertebral, e na deformação das facetas articulares e dos processos espinhosos dorsais, o
24 que direta ou indiretamente causam a compressão da medula espinhal, resultando nos sinais
25 clínicos característicos da síndrome de Wobbler.

26 Os sinais clínicos podem ocorrer por várias semanas a meses, sendo compatível com um
27 quadro crônico progressivo. A apresentação aguda é geralmente associada com dor cervical e,
28 ocasionalmente, com descompensação aguda de uma lesão crônica (DA COSTA, 2010a). A
29 hiperestesia cervical é um aspecto comum, mas normalmente não é a razão principal para a
30 consulta (SEIM, 2007; DA COSTA et al., 2008). A realização de manipulação forçada da coluna
31 cervical é desnecessária para documentar a presença de dor no pescoço, além disso, podem levar
32 a descompensação grave do quadro neurológico. A avaliação cuidadosa da postura do paciente e
33 do alcance do movimento voluntário da cabeça para o lado, ventralmente e dorsalmente,
34 utilizando-se alimento, é recomendada para avaliação da dor cervical. A palpação profunda dos

1 processos transversos também pode auxiliar na identificação de dor no pescoço. A atrofia do
2 músculo supra-espinhoso é frequentemente observada em cães de raças grandes e gigantes com
3 EMC, e reflete o envolvimento do nervo supraescapular ou corpos celulares do sexto segmento
4 medular. A postura com abdução do cotovelo e com rotação interna dos dígitos ("postura dedos
5 pra dentro") é observada em aproximadamente um terço dos Dobermans com EMC (DA
6 COSTA, 2010a).

7 A avaliação da locomoção é o componente mais importante no exame de cães em que se
8 suspeita de EMC, pois pode ser identificada ataxia propioceptiva, mesmo na ausência de
9 "déficit" propioceptivo consciente (DE LAHUNTA; GLASS, 2009; DA COSTA, 2010b). Esta
10 alteração é vista na maioria dos cães com EMC, e os cães com lesões na região cranial ou média
11 da coluna vertebral cervical tendem a apresentar ataxia afetando os quatro membros de forma
12 mais equitativa. No entanto, há ataxia dos membros pélvicos com anormalidade leve nos
13 membros torácicos e a marcha nesses membros pode aparecer curta e espástica, com
14 pseudohipermetria (DE LAHUNTA; GLASS, 2009), resultado da afecção do neurônio motor
15 superior causando espasticidade, que difere da hipermetria verdadeira, na qual o paciente
16 apresenta passos altos secundário a hiperflexão da articulação dos membros torácicos. A marcha
17 do membro pélvico muitas vezes apresenta a base larga e incoordenada, com o comprimento dos
18 passos prolongado, fazendo com que ocorra movimento de balanço traseiro típico da doença. A
19 marcha rígida com passos curtos nos membros torácicos, associada a uma marcha de base ampla
20 dos membros pélvicos é chamada de andar de "two-engine" ou "dois tempos". Em cães
21 gravemente afetados, pode ocorrer fraqueza nos membros pélvicos, torácicos ou em ambos.
22 Déficits de propriocepção conscientes são observados na maioria dos cães com EMC, mas
23 podem não ser evidentes naqueles com uma história crônica, apesar da ataxia propioceptiva (DE
24 LAHUNTA; GLASS, 2009; DA COSTA, 2010a).

25 A avaliação dos reflexos espinhais em cães com EMC auxilia a localizar a lesão nos
26 segmentos espinhais medulares. Os reflexos espinhais normais a aumentados em todos os quatro
27 membros indica lesão no segmento C1-C5. É comum observar o reflexo flexor diminuído no
28 membro torácico acompanhado de tônus extensor normal a aumentado no mesmo membro,
29 sugerindo lesão de neurônio motor inferior que envolve o nervo musculocutâneo originado do
30 segmento C6-C8 e ao mesmo tempo uma lesão de neurônio motor superior do nervo radial
31 originado do segmento C7-T1, e principalmente do segmento C8-T1. Nos membros pélvicos, os
32 reflexos estão normais a aumentados (DA COSTA, 2010a).

33 As radiografias simples não são precisas para o diagnóstico de EMC, havendo
34 necessidade de métodos de neuroimagem mais específicos (DA COSTA, 2010a). Até poucos

1 anos atrás o diagnóstico da EMC era realizado com mielografia, entretanto, em um estudo
2 comparou a mielografia com a RM, constatando-se que a mielografia pode indicar uma
3 localização errônea da principal lesão compressiva ou minimizar a severidade das lesões
4 presentes. A grande vantagem da RM sobre a mielografia convencional e a mielotomografia é
5 que permite que a medula espinhal seja visualizada diretamente, enquanto que com outras
6 técnicas apenas o contorno da medula espinhal pode ser visualizado (DA COSTA et al., 2006b).

7 As imagens radiográficas podem sugerir a presença de EMC, mas não são conclusivas e
8 não indicam com precisão o local da compressão da medula espinhal (SHARP; WHEELER;
9 COFONE, 1992). Podem ser observadas alterações no formato da vértebra, no canal vertebral e
10 no espaço intervertebral, e as alterações no formato das vértebras podem variar de uma perda de
11 definição da extremidade ventrocranial vertebral até um formato triangular do corpo vertebral
12 (SHARP; WHEELER; COFONE, 1992). A espondilose deformante pode ser observada na
13 região ventral do espaço intervertebral, juntamente com mudanças associadas à opacidade do
14 corpo vertebral. O estreitamento do espaço do disco intervertebral é frequente e muitas vezes
15 corresponde ao local da compressão da medula, no entanto existem exceções (LEWIS, 1991;
16 SHARP; WHEELER; COFONE, 1992). As alterações observadas ao exame radiográfico
17 simples, nem sempre estão relacionadas à compressão da medula espinhal evidenciada na
18 mielografia, e alguns cães com alterações radiográficas graves não apresentam sinais clínicos
19 nem alterações compressivas na mielografia (LEWIS, 1991). Por outro lado, cães com EMC
20 podem não apresentar alterações radiográficas, porém a compressão da medula espinhal é
21 identificada por mielografia, TC ou RM (SHARP; WHEELER; COFONE, 1992).

22 Nas radiografias simples de cães de raças gigantes, as alterações observadas são
23 osteoartrite e alterações escleróticas das facetas articulares, nas projeções ventrodorsal e lateral.
24 Alguns dos achados radiológicos observados em cães com EMC como, por exemplo, subluxação
25 vertebral, também são vistos em cães normais. Em Dobermans, aproximadamente 20% a 25% de
26 cães clinicamente normais têm alterações radiográficas comparáveis com aqueles observados em
27 cães com EMC (LEWIS, 1991; BURBIDGE; PFEIFFER; BLAIR, 1994; DA COSTA et al.,
28 2006a).

29 Na mielografia em projeções laterais, as anormalidades são vistas tanto nos aspectos
30 ventral como dorsal da medula espinhal (DA COSTA, 2010a). A compressão ventral extradural
31 relacionada à protrusão ou extrusão do disco intervertebral é o achado mais comum. A coluna de
32 contraste na região ventral da medula espinhal pode ficar elevada ou mesmo interrompida nos
33 locais de compressão (SHARP; WHEELER; COFONE, 1992), e a compressão dorsal causada
34 por hipertrofia do ligamento amarelo é vista em alguns pacientes (DE DECKER, 2008). Nos

1 pacientes que apresentam compressão dorsolateral secundária às alterações das facetas
2 articulares, geralmente visualiza-se compressão medular nas projeções ventrodorsais (DA
3 COSTA, 2010a). A mielografia de estresse é o exame radiográfico contrastado da coluna
4 cervical nas posições em flexão ventral, extensão dorsal e tração linear, mas devido ao risco de
5 descompensação neurológica grave após esse procedimento, apenas a posição em tração é usada
6 rotineiramente. Além disso, muitos cães normais podem apresentar compressão medular na
7 mielografia após a flexão ventral (SEIM; WITHROW, 1982; SHARP; WHEELER; COFONE,
8 1992).

9 Nos últimos 30 anos, mielografias sob tração foram utilizadas para distinguir lesões
10 dinâmicas de lesões estáticas (SEIM; WITHROW, 1982). Nas lesões estáticas o grau de
11 compressão se mantêm em qualquer que seja a posição do pescoço, enquanto que nas lesões
12 dinâmicas, as compressões melhoram ou pioram, dependendo das diferentes posições do
13 pescoço. As lesões dinâmicas podem ser subdivididas em responsivas à tração e lesão posicional
14 (SHARP; WHEELER, 2005). Essa subdivisão auxilia o cirurgião na decisão pelo melhor
15 procedimento cirúrgico (DE DECKER et al., 2008). A tração geralmente diminui a compressão
16 da medula espinhal causada pelo anel fibroso ou por estruturas ligamentares (RUSBRIDGE et
17 al., 1998), sugerindo prognóstico favorável após a realização de cirurgias de distração e
18 estabilização vertebral (MCKEE; SHARP, 2003). Quando o grau de compressão muda à medida
19 que o pescoço é flexionado, estendido ou mantido em posição neutra, a lesão é denominada
20 posicional, pois se agrava com os movimentos naturais do pescoço (MCKEE; SHARP, 2003),
21 sugerindo prognóstico favorável após cirurgias que visam a descompressão direta seguido ou
22 não de uma técnica cirúrgica de estabilização vertebral. Normalmente, a extensão do pescoço
23 exacerba a lesão e a flexão alivia a compressão da medula espinhal de cães com EMC (SHARP;
24 WHEELER; COFONE, 1992).

25 Na TC sem contraste é possível visualizar o formato do canal vertebral cervical, a
26 presença de alterações osteoartríticas nos processos articulares e de disco mineralizado dentro do
27 canal vertebral. A estenose foraminal e hérnias discais lateralizadas também podem ser
28 observados, e esse exame parece ser mais valioso na avaliação de cães com alterações ósseas
29 graves causando estenose do canal vertebral. Após a injeção intravenosa do contraste, é possível
30 a delimitação dos seios venosos dorsais aos corpos vertebrais, o que é útil na identificação de
31 lesões assimétricas da medula espinhal (ICHIHARA et al., 2003).

32 Devido à incapacidade de delimitar a medula espinhal, a TC convencional não fornece
33 tantas informações (SHARP et al., 1995), assim a mielotomografia permite delinear a medula
34 espinhal com menor quantidade de contraste do que a utilizada na mielografia (DE DECKER et

1 al., 2008), e fornece melhor visualização da direção e da gravidade da compressão da medula,
2 além de apresentar uma superioridade na precisão da localização da lesão, quando comparada à
3 mielografia convencional. Outra vantagem da TC contrastada é a visualização de atrofia da
4 medula espinhal, que tem sido observada em 20-30% dos cães com EMC (DA COSTA, 2010a),
5 sendo caracterizada por alargamento do espaço subaracnoide em torno da medula, que passa a
6 assumir a forma triangular. A desvantagem da técnica quando comparada com a RM é a sua
7 característica invasiva, havendo o risco de convulsões e deterioração neurogênica transitória
8 após o procedimento (SHARP et al., 1995). A principal vantagem da RM é que permite a
9 avaliação do parênquima medular, visualização de compressão da medula espinhal, de
10 degeneração do disco intervertebral, de protrusão do disco intervertebral e de sinais de alteração
11 da medula espinhal (LIPSITZ et al., 2001).

12 Em um estudo comparando RM e mielografia em cães com EMC, foi possível identificar
13 com RM mais locais alterados do que com a mielografia. Embora a mielografia tenha
14 identificado a localização da lesão na maioria dos pacientes, a RM foi mais precisa em prever
15 o local, a gravidade e a natureza da compressão da medula espinhal (DA COSTA, 2006b).

16 Várias outras doenças que causem dor cervical, ataxia proprioceptiva ou tetraparesia em
17 cães de raças grandes, especialmente Doberman Pinschers e dogues alemães, devem ser
18 consideradas no rol de diagnósticos diferenciais (SEIM, 2007), e os principais diferenciais a se
19 considerarem são neoplasias da coluna vertebral, degeneração do disco intervertebral, trauma,
20 discospondilite, osteomielite vertebral, meningite ou meningomielite, cisto sinovial espinhal,
21 embolia fibrocartilaginosa e polineuropatias ou polimiopatias. Condições ortopédicas também
22 ocorrem frequentemente em cães idosos de raças grandes e gigantes e podem coexistir com
23 distúrbios neurológicos, no entanto por mais grave que seja uma doença músculo esquelética,
24 esta não causará ataxia proprioceptiva (DA COSTA, 2010b).

25 O tratamento da EMC pode ser médico ou cirúrgico. A cirurgia é o tratamento de escolha
26 para esta afecção, porém, o tratamento médico é geralmente indicado em cães que apresentam o
27 primeiro episódio de “déficits” neurológicos ou quando a EMC se desenvolve antes da
28 maturidade esquelética (SHARP; WHEELER, 2005), sendo considerada uma medida temporária
29 para aliviar os sinais clínicos, pois a EMC é definida como uma doença progressiva, em que a
30 cirurgia é necessária para deter a progressão dos sinais (MCKEE; SHARP, 2003). Comparando-
31 se os resultados do tratamento clínico e cirúrgico constatou-se que 54% dos cães tratados
32 clinicamente melhoraram e 27% mantiveram-se inalterados em um acompanhamento a longo
33 prazo, portanto, os sinais clínicos da EMC melhoraram ou estabilizaram em 81% dos cães
34 tratados clinicamente (DA COSTA et al., 2008). Embora muitas técnicas cirúrgicas ofereçam

1 uma taxa de sucesso maior, o índice de melhora ou estabilização do quadro clínico observada
2 com o tratamento médico é bastante aceitável, e pode ser preferido por alguns proprietários,
3 devido a restrições financeiras ou a preocupações sobre os riscos anestésico e cirúrgico,
4 predominantemente em Dobermans, devido à alta incidência de cardiomiopatia na raça (DA
5 COSTA, 2010a).

6 O tratamento conservativo envolve a restrição de exercícios para minimizar o impacto
7 das atividades que podem agravar o componente dinâmico da compressão medular. O
8 proprietário deve caminhar com o animal preso a uma guia curta e coleira peitoral, e o
9 tratamento com corticosteroides parece ser benéfico, sendo a prednisona comumente utilizada na
10 dose de 0,5-1,0 mg / kg a cada 12-24 h, reduzindo-se progressivamente a dose ao longo de 2 a 3
11 semanas (DA COSTA, 2010a). Em alguns cães, a dexametasona é mais eficaz e pode ser
12 utilizada em pacientes com quadro mais grave em baixas doses, nunca superior a 0,25 mg / kg a
13 cada 24 horas. Complicações graves foram relatadas com doses muito mais elevadas de
14 dexametasona (1-2 mg/kg/d). A dose adequada de dexametasona deve ser de 0,2 a 0,25 mg/kg a
15 cada 24 horas, durante 1 a 3 dias, evitando-se doses superiores a 8 mg/cão. Corticosteroides,
16 particularmente dexametasona, melhoram os sinais neurogênicos em casos de compressão
17 medular crônica, pela diminuição do edema vasogênico (DELATTRE et al., 1989).

18 Apesar dos benefícios associados ao tratamento com corticosteroides, o seu uso,
19 especialmente por longos períodos, pode induzir efeitos adversos importantes, como ulceração
20 gastrintestinal, perfuração do cólon, tromboembolismo pulmonar, hipoadrenocorticismo e
21 hiperadrenocorticismo iatrogênico, risco de infecções, diabetes mellitus e alteração de
22 comportamento (ZURITA et al., 2002). Devido à possibilidade de complicações
23 gastrointestinais, o omeprazol (0,7 mg / kg a cada 24 horas) ou famotidina (0,5 mg / kg a cada
24 12-24 horas) são preconizados em conjunto com corticosteroides. Antiinflamatórios não-
25 esteróidais (AINEs) podem ser usados ao invés dos esteroides se a dor cervical for o componente
26 principal ou se os efeitos adversos dos corticosteroides não puderem ser tolerados. Vários tipos
27 de AINEs podem ser utilizados, no entanto o meloxicam é o anti-inflamatório de preferência na
28 dose de 0,2 mg/kg inicialmente, seguido de 0,1 mg / kg a cada 24 horas. Independente do AINE
29 utilizado, ele nunca deve ser utilizado em combinação com corticosteroides (DA COSTA,
30 2010a).

31 A decisão de recomendar o tratamento cirúrgico deve ser baseada em diversos fatores,
32 como a gravidade dos sinais neurogênicos, o grau da dor, a gravidade da lesão compressiva, a
33 resposta ao tratamento médico, as expectativas do proprietário a curto e longo prazos, a presença
34 de outros problemas neurogênicos, ortopédicos ou de doença não neurogênica, como a

1 cardiomiopatia dilatada (DA COSTA, 2010a).

2 Embora haja numerosas técnicas cirúrgicas descritas para o tratamento da EMC, apenas
3 algumas tem bons resultados em longo prazo. A escolha da técnica cirúrgica se baseia na
4 classificação da doença, apresentação clínica, corpo ou espaço intervertebral afetado, número de
5 lesões presentes, localização da lesão dentro do canal vertebral e a presença ou ausência de lesão
6 dinâmica (SEIM, 2007).

7 Foram propostos diversos procedimentos cirúrgicos para o tratamento da EMC, sendo a
8 porcentagem de sucesso com todas as técnicas em torno de 80% (SHARP; WHEELER, 2005;
9 SEIM, 2007; DA COSTA, 2010a). O grande número de técnicas descritas reflete a dificuldade
10 do tratamento da EMC (DE DECKER et al., 2008). Existem duas categorias cirúrgicas básicas
11 para o tratamento cirúrgico da EMC: as técnicas de descompressão direta e as técnicas de
12 descompressão indireta (SHARP; WHEELER, 2005), onde a primeira visa o acesso ao canal
13 vertebral, para descompressão do canal vertebral em pacientes com protrusão discal e/ou
14 compressões dorsais associadas a alterações osteoartísticas das facetas articulares, malformação
15 da lâmina do arco vertebral ou hipertrofia do ligamento amarelo. Já a segunda categoria visa
16 promover distração e estabilização das vértebras, com conseqüente descompressão medular nos
17 pacientes com doença disco-associada, hipertrofia do ligamento longitudinal dorsal e/ou
18 protrusão discal responsiva à tração nos exames de imagem (SEIM, 2007; DA COSTA, 2010a).
19 As técnicas de descompressão direta são o “slot” ventral, “slot” em cone invertido, a
20 laminectomia dorsal, laminoplastia dorsal e a hemilaminectomia cervical (SWAIM, 1974;
21 CHAMBERS; OLIVER; BJORLING, 1986; LYMAN, 1989; GORING; BEALE; FAULKNER,
22 1991; JEFFERY, 1995; DE RISIO et al., 2002; ROSSMEISL et al., 2005). As técnicas
23 descompressivas indiretas são tipicamente agrupadas na categoria de distração-estabilização e
24 utilizam vários tipos de enxerto ósseo (ELLISON; SEIM; CLEMMONS, 1988; BERGMAN et
25 al., 2008), pinos lisos, rosqueados, parafusos e polimetilmetacrilato (PMMA) (ELLISON; SEIM;
26 CLEMMONS, 1988; BRUECKER; SEIM; BLASS, 1989; MCKEE; SHARP, 2003; SHARP;
27 WHEELER, 2005; HICKS et al., 2009; HICKS et al., 2009), parafusos, arruelas e espaçadores
28 metálicos entre os corpos vertebrais (QUEEN et al., 1998; MCKEE; LEVELLE; MASON, 1989;
29 MCKEE; BUTTERWORTH; SCOTT, 1999; SHARP; WHEELER, 2005), placas metálicas
30 (BRUECKER; SEIM; WITHROW, 1989; VOSS; STEFFEN; MONTAVON, 2006; BERGMAN
31 et al., 2008; TROTTER, 2009), placas de plástico, espaçador de fio de Kirschner modificado
32 associado com parafuso e PMMA (SHAMIR; CHAI; LOEB, 2008), haste de Harrington
33 (DENNY; GIBBS; GASKELL, 1977; WALKER, 1990; SHARP; WHEELER, 2005), “plug” de
34 PMMA entre os corpos vertebrais (MASON, 1979; READ; ROBINS; CARLISLE, 1983;

1 DIXON; TOMLINSON; KRAUS, 1996; SHARP; WHEELER, 2005) e fusão com “cage”
2 distrator de titânio (ADREGA DA SILVA; BERNARD; BARDET, 2010).

3 Com um número tão grande de técnicas descritas, a decisão por uma determinada técnica
4 pode ser difícil, e para facilitar a decisão em relação qual técnica é mais indicada em
5 determinada situação, a divisão entre a EMC disco-associada ou ósseo-associada pode guiar o
6 cirurgião em relação à origem e o direcionamento da compressão (DA COSTA, 2010a).

7 Nas compressões ósseo-associadas, as compressões normalmente são estáticas, e, assim
8 recomenda-se a descompressão direta nos locais afetados (JEFFERY, 1995; DA COSTA,
9 2010a), o que pode ser obtido por meio de laminectomia dorsal ou hemilaminectomia cervical
10 (DE RISIO et al., 2002; ROSSMEISL et al., 2005). Nas compressões lateralizadas
11 bilateralmente, normalmente a descompressão é desafiadora e pode-se realizar a técnica de
12 laminoplastia (JEFFERY, 1995). Danielski; Vanhaesebrouck e Yeadon (2012) relataram
13 evolução clínica favorável com total recuperação do quadro neurológico em um Dogue Alemão
14 de três anos com EMC ósseo-associada tratado com associação de técnicas de descompressão
15 indireta pela distração e estabilização ventral por meio de placas ósseas seguido de
16 descompressão direta pela facetectomia unilateral. Em um estudo retrospectivo com sete Dogue
17 Alemães para avaliar a resposta à técnica cirúrgica de distração e estabilização com “plug” de
18 PMMA e enxerto ósseo esponjoso autógeno em cães com EMC ósseo-associada, todos os cães
19 apresentaram melhora no pós-operatório imediato, e recidiva ocorreu entre quatro meses e
20 quatro anos de pós-operatório em três cães que apresentaram vários locais de compressão. O
21 resultado em longo prazo foi positivo em quatro dos sete cães, sugerindo que a melhora
22 significativa ocorreu devido a diminuição da estenose do canal vertebral decorrente da distração
23 dos tecidos moles proliferativos associados com o ligamento amarelo e com as facetas
24 articulares, uma vez que as mensurações dos canais vertebrais antes e após a cirurgia não
25 apresentaram mudanças radiográficas significativas, o que suporta a teoria que a estabilização da
26 coluna cervical em cães com estenose do canal vertebral reduz o risco de progressão clínica, por
27 diminuir a lesão medular repetitiva, eliminando o componente dinâmico da compressão. Os
28 autores concluíram que a técnica é considerada segura em pacientes com EMC ósseo-associada
29 com um único local de compressão lateral ou dorsolateral, porém a recidiva em longo prazo foi
30 comum em cães com vários locais de compressão (LEWIS et al., 2013). Segundo Galano et al.
31 (2005) e Sharp e Wheeler (2005), a distração-estabilização também pode permitir a regressão
32 das lesões óssea e ligamentar ao longo do tempo (GALANO et al., 2005; SHARP; WHEELER,
33 2005).

34 As lesões ligamentares puras como a hipertrofia do ligamento amarelo de forma isolada

1 são muito raras, ocorrendo normalmente em associação com a EMC disco ou ósseo associada,
2 porém quando presentes, o tratamento pode ser realizado por meio de descompressão direta com
3 o uso de laminectomia dorsal e/ou distração-fusão vertebral ventral (DA COSTA, 2010a).

4 Na compressão disco-associada, a maioria das técnicas se fundamenta no conceito de
5 lesão estática ou dinâmica visualizadas na mielografia ou RM, no entanto, o resultado para a
6 maioria das técnicas cirúrgicas é bastante semelhante. Geralmente as compressões ventrais
7 estáticas são tratadas com “slot” ventral ou “slot” ventral invertido e as compressões dinâmicas
8 são tradicionalmente tratadas com o uso de distração-estabilização associadas ou não ao “slot”
9 ventral, sendo os “plugs” de PMMA ou pinos/ parafusos combinados com PMMA comumente
10 utilizados. Se houver vários locais de compressão utiliza-se técnicas de distração-estabilização
11 com “plug” de PMMA (SHARP; WHEELER, 2005). A laminectomia dorsal é uma alternativa
12 para o tratamento de múltiplas compressões ventrais (LYMAN, 1989; DA COSTA, 2010a).
13 Recentemente a artroplastia cervical foi descrita com o intuito de promover distração mantendo
14 o movimento entre as vértebras, evitando, portanto a fusão vertebral, podendo, ser utilizada em
15 compressões ventrais simples ou múltiplas (ADAMO, 2007; ADAMO, 2011). As técnicas de
16 distração fusão bem como a artroplastia têm sido combinadas tanto com a discectomia parcial
17 como com “slot” ventral completo.

18

19 **2.2 Problemas relacionados à fusão vertebral**

20

21 Em seres humanos com doença do disco cervical ou espondilose causando radiculopatia
22 e/ou mielopatia, a decisão de realizar uma descompressão da medula espinhal é independente da
23 necessidade posterior de realizar algum tipo de reconstrução, que é realizada para evitar dor e
24 cifose no pós operatório. Esta reconstrução em geral é realizada por meio de fusão vertebral, mas
25 a substituição total do disco intervertebral vem evoluindo como alternativa, devido a alguns
26 problemas observados após a realização de fusão vertebral (PHILLIPS; GARFIN, 2005).

27 A técnica de discectomia cervical anterior e fusão vertebral (DCAF) é realizada para o
28 tratamento de doença degenerativa do disco intervertebral em humanos desde a descrição inicial
29 do procedimento no final de 1950 (ROBINSON; WALKER; FERLIC, 1962), para tratar
30 alterações degenerativas e compressão medular ou de raízes nervosas, com taxas de fusão
31 favorável e sucesso clínico em 85-95% dos pacientes (BARTOLOMEI; THEODORE;
32 SONNTAG, 2005; MEHREN; MAYER, 2005). No entanto, em longo prazo, há incidência
33 significativa de efeito “dominó” nos segmentos adjacentes, com recidiva dos sinais neurológicos
34 (BOLHMANN et al., 1993; HILLBRAND et al., 1999; GOFFIN, 2004).

1 A promoção de fusão de um segmento da coluna vertebral pode levar a efeitos negativos,
2 tais como a degeneração acelerada do segmento intervertebral adjacente (PUTTLITZ;
3 DIANGELO, 2005), e em estudos biomecânicos em seres humanos foi observado alteração na
4 cinemática no disco intervertebral adjacente (MAIMAN et al., 1999), e que a perda de
5 movimento ao nível das vértebras fusionadas é compensada por um aumento do movimento e na
6 pressão intradiscal nos espaços adjacentes (WEINHOFFER; GUYER; HERBERTM, 1995;
7 MATSUNAGA, 1999; POSPIECH et al., 1999; ECK et al., 2002; DIANGELO et al., 2003).

8 Podem ser observadas alterações radiográficas de um ou mais segmentos adjacentes ao
9 local fusionado, caracterizados como degeneração do segmento adjacente, não necessariamente
10 associada à sinais clínicos. A doença do segmento adjacente, em oposição à degeneração
11 simples, pode estar associada com dor radicular e/ou sinais mielopáticos (BARTOLOMEI;
12 THEODORE; SONNTAG, 2005), e dentro de cinco anos após a primeira cirurgia, 92% dos
13 pacientes tratados com a técnica de fusão vertebral apresentam evidências radiográficas de
14 degeneração do disco intervertebral adjacente, e após 10 anos, cerca de 25% das pessoas
15 requerem uma segunda cirurgia para o mesmo problema no espaço intervertebral adjacente
16 (BOLHMANN et al., 1993; GOFFIN et al., 2004).

17 Um dilema interessante a respeito do efeito “dominó” é se o desenvolvimento de uma
18 lesão no segmento adjacente após a DCAF representa a evolução natural da doença nas unidades
19 vertebrais adjacentes, ou se é um processo degenerativo acelerado pelo efeito biomecânico da
20 fusão (MCGRORY; KLASSEN, 1994). A influência deste último fator é sustentada pela
21 documentação de alto índice de doença do segmento adjacente em longo prazo em crianças, nas
22 quais a fusão cervical foi necessária após fratura e/ou luxação (MCGRORY; KLASSEN, 1994).
23 Além disso, na síndrome de Klippel-Feil, na qual ocorre fusão cervical congênita, na RM
24 observa-se intensidade de sinal consistente com doença degenerativa do disco nos segmentos
25 adjacentes aos fusionados em todos os pacientes (GUILLEE et al., 1995).

26 Em cães, a distração-fusão é a técnica mais amplamente utilizada e que apresenta
27 melhores resultados no tratamento da EMC, porém, assim como em humanos, pode levar a
28 alterações biomecânicas dos segmentos adjacentes aumentando o risco de lesão do tipo
29 “dominó” (RIHN, 2009). A recidiva de tetraparesia ocorre em um terço dos cães após a
30 descompressão ventral ou fixação com implantes metálicos e cimento ósseo (SHARP;
31 WHEELER, 2005), geralmente entre seis meses e quatro anos após a cirurgia inicial, com média
32 em torno de dois anos (BRUCKER; SEIM; BLASS, 1989; BRUCKER; SEIM; WITHROW,
33 1989; RUSBRIDGE et al., 1998; MCKEE; BUTTERWORTH; SCOT, 1999; SEIM, 2007).

1 **2.3 Artroplastia do Disco Intervertebral em Humanos**

2 Acredita-se que o uso de uma técnica cirúrgica que preserve o movimento no local da
3 lesão possa reduzir a taxa de doença do disco intervertebral cervical adjacente (GOFFIN et al.,
4 2002; WIGFIELD et al., 2002b; DIANGELO et al., 2003; LE; RHONGTRANGAN; KIM,
5 2004; MUMMANENI; HAID, 2004) e por isso a técnica de artroplastia foi proposta.

6 A artroplastia do disco intervertebral é um procedimento reconstrutivo que utiliza
7 próteses de discos intervertebrais artificiais, com o objetivo de manter a anatomia da coluna, e o
8 movimento entre as vértebras próximo do normal (TORRES; GRAUER; YUE, 2008).

9 Em seres humanos, o movimento normal entre duas vértebras ocorre em torno de um
10 ponto chamado de *eixo de rotação instantânea* (ERI), cuja localização varia, mas geralmente
11 está localizado na metade posterior da porção superior do corpo vertebral inferior. Com o
12 objetivo de proteger as articulações do estresse anormal, os dispositivos de artroplastia cervical
13 devem ter um eixo de rotação que imite a cinemática da coluna normal, restaurando a variação
14 fisiológica do movimento, e serem capazes de restaurar a altura do disco e transmitir forças de
15 carga axial a partir do corpo vertebral superior ao inferior (TORRES; GRAUER; YUE, 2008).

16 Em estudos biomecânicos foi sugerido que a artroplastia do disco permitiu a restauração
17 quase normal da cinemática e da transferência de carga em níveis adjacentes, quando comparada
18 com a DCAF (DIANGELO; ROBERSTON; METCALF, 2003), e após a artroplastia, os perfis
19 de estresse nos discos adjacentes foram semelhantes aos espaços intervertebrais das colunas
20 vertebrais normais, com tensões reduzidas no nível dos espaços intervertebrais adjacentes
21 quando comparado com as simulações realizadas nas colunas vertebrais tratadas com a técnica
22 de DCAF (WIGFIELD et al., 2003).

23 Robertson, Papadopoulos e Traynelis (2005) realizaram um estudo comparando a
24 incidência de alterações clínicas e radiográficas da doença do disco cervical documentadas nos
25 espaços adjacentes após DCAF ou artroplastia, ocorrendo o aparecimento de novas alterações
26 radiográficas em 34,6% dos pacientes tratados com DCAF e em 17,5% dos pacientes tratados
27 com artroplastia do disco após 24 meses ($p=0,009$). Novos sintomas da doença degenerativa do
28 disco adjacente ocorreram em 7% do grupo tratado com DCAF e em nenhum paciente no grupo
29 tratado com artroplastia ($p=0,018$), mostrando que a manutenção do movimento entre as
30 vértebras pela técnica de artroplastia após discectomia anterior em vez de fusão atrasa ou impede
31 a doença do disco adjacente e diminui de forma significativa a degeneração do disco associado
32 (ROBERTSON; PAPADOPOULOS; TRAYNELIS, 2005).

33 A maioria dos dispositivos de artroplastia cervical são indicados para pacientes humanos
34 com doença degenerativa do disco intervertebral entre C3 e T1, quando houve falha no

1 tratamento conservador e quando existe a necessidade de intervenção cirúrgica em um ou dois
2 níveis para tratar sinais e sintomas de radiculopatia ou mielopatia, com ou sem dor cervical
3 secundária a hérnia de disco ou espondilose (MCAFEE, 2004; ACOSTA; AMES, 2005). As
4 outras indicações são: doença do disco intervertebral em três ou mais locais e para o tratamento
5 de um espaço intervertebral adjacente com doença do disco intervertebral decorrente de fusão
6 vertebral anteriormente realizada (ACOSTA; AMES, 2005).

7 As contraindicações da artroplastia cervical são a presença de instabilidade vertebral
8 constatada nas radiografias dinâmicas, artropatia das facetas articulares, osteoporose, infecções,
9 laminectomia prévia, artrite reumatoide, espondilite anquilosante, ossificação do ligamento
10 longitudinal posterior e hiperostose esquelética idiopática difusa (MCAFEE, 2004; MEHREN;
11 MAYER, 2005; ACOSTA; AMES, 2005). A realização de artroplastia cervical múltipla não foi
12 avaliada prospectivamente. A densidade óssea deve ser assegurada no período pré-operatório e
13 deve ser realizada avaliação tomográfica cuidadosa das articulações para excluir pacientes com
14 degeneração das facetas articulares com possível significado clínico (TORRES; GRAUER;
15 YUE, 2008).

16 A maioria dos cirurgiões tem maior familiaridade com a técnica de DCAF e, assim,
17 devem ser considerados alguns aspectos quando se opta pela artroplastia cervical: (1) realizar
18 discectomia e remover completamente os osteófitos, pois como o movimento entre as vértebras
19 se mantém, deve-se evitar compressão dinâmica do forame, e além disso, o conceito de que os
20 osteófitos residuais irão ser reabsorvidos após fusão não existirá na artroplastia; (2) remoção do
21 ligamento longitudinal posterior. Esse procedimento assegura que a descompressão completa foi
22 obtida, garante que o espaço do disco intervertebral será mobilizado, facilitando a distração
23 paralela, o que restaura a altura do espaço intervertebral e a mobilidade dos segmentos; (3)
24 preservação das placas vertebrais terminais. Embora as placas das extremidades cartilaginosas
25 sejam removidas, a placa vertebral terminal óssea deve ser preservada o máximo possível para
26 minimizar o risco de afundamento do implante, e devem ser fresadas apenas até que se tornem
27 paralelas, para facilitar a inserção do dispositivo e permitir uma superfície de contato adequada
28 entre as placas vertebrais terminais e o dispositivo; (4) identificação adequada da linha média e
29 implantação criteriosa do dispositivo. Essa é uma diferença nítida que existe durante o
30 procedimento de DCAF, na qual o enxerto pode ser colocado excêntrica, mas na
31 artroplastia a implantação excêntrica não irá funcionar como desejado, nem permitir a
32 restauração adequada dos movimentos. Para garantir esses aspectos, a utilização da fluoroscopia
33 pode ser necessária e se o posicionamento não permitir a visualização do espaço intervertebral
34 de forma clara, a realização da técnica de fusão deve ser considerada (TORRES; GRAUER;

1 YUE, 2008).

2 Após a implantação do dispositivo de artroplastia, deve-se evitar o excesso de distração
3 do espaço intervertebral, o que pode levar a um estiramento da raiz nervosa, sobrecarga das
4 facetas articulares e/ou perda de movimento (TRAYNELIS, 2005; CHI; AMES; TAY, 2005;
5 PAPADOPOULOS, 2005).

6 Atualmente os dispositivos de artroplastia cervical podem ser classificados como não
7 articulados, uniarticulados ou biarticulados. Os dispositivos também são considerados
8 modulares, o que significa que eles tem componentes substituíveis ou não-modulares, o que
9 significa que eles tem componentes não substituíveis (MUMMANENI; ROBINSON; HAID,
10 2007).

11 Quanto ao movimento, os dispositivos são considerados restritos, semi-restritos e
12 irrestritos. Os dispositivos são considerados restritos em determinados planos se restringirem o
13 movimento, de modo que a mobilidade seja menor do que o observado fisiologicamente. São
14 considerados semi-restritos em determinados planos se permitirem o movimento semelhante ao
15 observado fisiologicamente. Por fim, são designados como irrestritos em certos planos de
16 movimento, se não houver limitação mecânica para a movimentação, sendo dependentes do
17 tecido mole periespinhal e da compressão inerente no espaço do disco intervertebral que
18 proporciona retenção do movimento (PUTTLITZ; DIANGELO, 2005).

19 As próteses são feitas de vários componentes, materiais e “designs” (PHILLIPS;
20 GARFIN, 2005). Os componentes devem manter-se permanentemente fixados à placa vertebral
21 terminal e as partes que ficam em contato direto com as placas vertebrais terminais devem ser de
22 metal não reativo. O *cromo-cobalto* é um material considerado biocompatível e com
23 propriedades mecânicas vantajosas, que no entanto, pode interferir significativamente com os
24 estudos de imagem como TC e RM (SEKHON; BALL, 2005; LINK; MCAFEE; PIMENTA,
25 2004). O aço inoxidável é biocompatível e menos oneroso em sua fabricação, porém tem módulo
26 de elasticidade elevado, o que pode estar relacionado à ocorrência de afundamento da prótese no
27 corpo vertebral. Os aços inoxidáveis, especialmente 316 e 316L, são os mais amplamente
28 utilizados para a fabricação de implantes, e o aço inoxidável forjado tem uma força maior que o
29 fundido, mas tem menor resistência à fadiga que outras ligas de implante. No entanto, o aço
30 inoxidável é mais facilmente usinado e suas propriedades tem melhorado significativamente
31 (ALTIERI et al., 2003). O titânio é outro material biocompatível que pode ser usado, uma vez
32 que tem um módulo de elasticidade mais semelhante ao osso e permite o estudo pós-operatório
33 por RM, sem apresentar distorção das imagens (PHILLIPS; GARFIN, 2005; SEKHON et al.,
34 2007), no entanto, é mais suscetível ao desgaste (PHILLIPS; GARFIN, 2005). O titânio puro

1 exibe aspectos interessantes em relação à resistência mecânica, à corrosão e biocompatibilidade
2 elevada. A aplicação do titânio puro limita-se a locais onde as exigências mecânicas não são
3 elevadas, e ao exigir-se níveis elevados de resistência mecânica é interessante o uso de ligas de
4 titânio (MELLO, 2004). A liga de titânio-alumínio-vanádio apresenta alta resistência mecânica,
5 excelente resistência à corrosão e boa biocompatibilidade (MELLO, 2004).

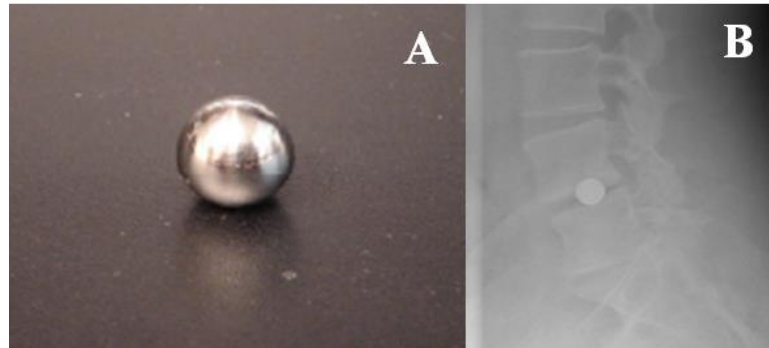
6 A distribuição da força entre a prótese e o osso e o afundamento do implante no corpo
7 vertebral são possivelmente as principais considerações biomecânicas importantes na confecção
8 de um disco artificial, pois a ideia é distribuir as forças envolvidas da forma mais uniforme
9 possível sobre uma grande área (LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004) e a interface entre a
10 prótese e a vértebra deve permitir a transmissão de forças axiais entre as vértebras adjacentes
11 (SEKHON; BALL, 2005).

12 A fixação inicial e em longo prazo devem evitar subluxação, afundamento ou
13 deslocamento da prótese. A estabilidade inicial da prótese pode ser realizada por alguma forma
14 de fixação do implante ao corpo vertebral por meio de parafusos ou estruturas pontiagudas que
15 se fixam nas placas terminais vertebrais. A estabilidade em longo prazo normalmente é dada
16 pela osteointegração em torno do dispositivo. Os revestimentos da superfície dos implantes para
17 estimular o crescimento ósseo incluem malha de titânio, *titanium-plasma-spray*, cromo-cobalto
18 poroso e materiais bioativos, tais como hidroxiapatita e fosfato de cálcio (PHILLIPS; GARFIN,
19 2005; SEKHON; BALL, 2005).

20 Outro fator importante a ser considerado em qualquer dispositivo de artroplastia é a
21 superfície articular. Comumente tem sido utilizado a articulação metal-polímero, sendo utilizado
22 o polímero de peso molecular ultra-elevado, como o polietileno ou poliuretano (SEKHON;
23 BALL, 2005), pois essa associação proporciona uma articulação de baixo atrito, porém, uma
24 preocupação significativa é a liberação de detritos resultantes do polietileno, apesar de não haver
25 problema clínico importante. Como alternativa, uma articulação metal-metal ou cerâmica pode
26 ser considerada, pois têm taxas de desgaste potencialmente baixas em comparação com
27 articulações de metal-polietileno, porém apresenta menor absorção de choques (PHILLIPS;
28 GARFIN, 2005).

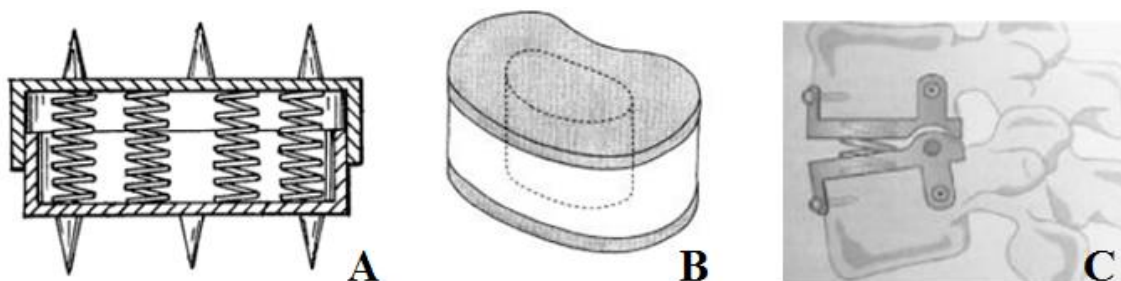
29 Seguindo a cronologia no que se refere à evolução no desenvolvimento e *design* das
30 próteses intervertebrais para artroplastia, a esfera de aço *Fernstrom* (Figura 1A e B), foi
31 desenvolvida por volta do ano de 1950 (LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004; BONO; GARFIN,
32 2004; GAMRADT; WANG, 2005), e apesar do seu design simples, foi desenvolvida para
33 desempenhar as duas funções mais básicas do disco intervertebral: manutenção da altura do
34 disco e o movimento entre as vértebras. A aplicação da prótese resultou em bons resultados em

1 curto prazo, porém, em decorrência do ponto de contato entre a esfera e a superfície da vértebra
 2 ser muito pequeno, em longo prazo, ocorria concentração de tensões em um único ponto,
 3 levando ao afundamento da prótese no corpo vertebral.



4
 5 Figura 1. Imagem fotográfica da esfera de aço *Fernstrom* (A) e radiografia da coluna vertebral
 6 de humano após a implantação da esfera de aço *Fernstrom* no ERI, especificamente na metade
 7 posterior da porção superior do corpo vertebral inferior (B) (Fonte: SIEMIONOW; HU;
 8 LIEBERMAN, 2012).

9
 10 Por volta de 1980, outros discos intervertebrais, como o projeto de Patil (Figura 2A)
 11 (PATIL; DAK, 1980; BAO et al., 1996) ou o dispositivo de Lee (Figura 2B) (BAO et al., 1996;
 12 BONO; GARFIN, 2004; LEE; GOEL, 2004) foram desenvolvidos. Estes, ao contrário da esfera
 13 de aço *Fernstrom*, possuíam características elásticas que ofereciam propriedades de
 14 amortecimento. O projeto de Lee também foi o primeiro dispositivo a possuir rigidez torsional,
 15 além das suas superfícies serem feitas de hidróxiapatita, promovendo crescimento ósseo na
 16 prótese. Em 1990, foi desenvolvido o projeto de Kostuik (Figura 2C) (BONO; GARFIN, 2004),
 17 porém, sem ensaios realizados com animais, possivelmente pelo fato da articulação da prótese
 18 ter um movimento muito limitado, apenas de flexão e extensão.



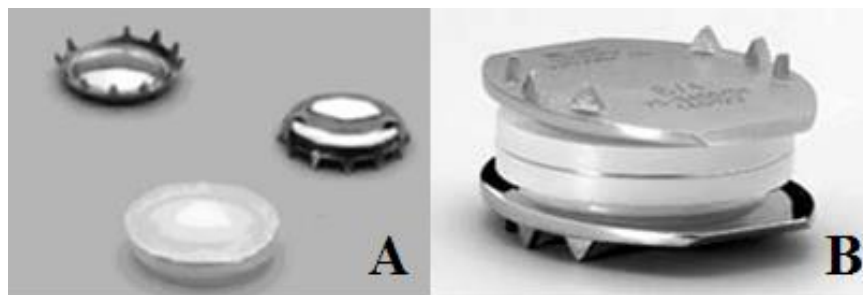
19

20

Figura 2. Imagem dos projetos de Patil (A), Lee (B) e Kostuik (C).

21

1 Com as gerações dos *SB Charité*, surgiu, portanto, uma nova era de próteses de discos
 2 intervertebrais, com a criação de três gerações. A principal característica da primeira versão, a
 3 *SB Charité I* (Figura 3A), foi o fato do núcleo de polietileno não estar restrito, sendo possível,
 4 haver movimentos nos três eixos. No entanto, num movimento posterior ou anterior, o eixo de
 5 rotação não ficava centrado no ponto médio, direcionando-se mais para o lado posterior ou
 6 anterior respectivamente. Além disso, a concentração de tensões ao longo das áreas de superfície
 7 levava à migração e sedimentação no corpo vertebral em alguns pacientes. A segunda geração,
 8 *SB Charité II*, resolveu este último problema, pois possuía extensões planas nas laterais esquerda
 9 e direita das plataformas de metal, e apesar destas alterações do “design”, era comum a
 10 ocorrência de fraturas por fadiga na plataforma de aço. Na terceira e atual versão, a *SB Charité*
 11 *III* (Figura 3B), três grandes diferenças foram notadas: já havia as plataformas planas laterais, o
 12 que minimizava o afundamento da mesma em ensaios clínicos; os materiais utilizados para
 13 produzir as plataformas eram feitos de uma liga leve, o que resultava num desgaste menor, e por
 14 fim, para maximizar a integração óssea, as plataformas eram porosas e revestidas com titânio
 15 (BAO et al., 1996; BONO; GARFIN, 2004; ERRICO, 2004; LEE; GOEL, 2004; TAKSALI;
 16 GRAVER; VACCAR, 2004; FREEMAN; DAVENPOT, 2006; GAMRADT; WANG, 2005;
 17 ROSS, 2009).

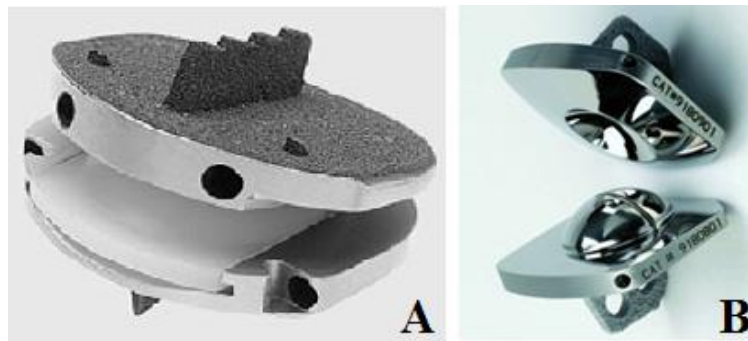


18
 19 Figura 3. Imagem fotográfica das próteses *SB Charité I* (A) e *III* (B).
 20

21 No mesmo período em que a geração *SB Charité III* foi desenvolvida, outros discos
 22 foram criados, e dentre eles destacaram-se o *Prodisc* de Marnay (Figura 4A) e a *Maverick* de
 23 Mathews (Figura 4B). O *Prodisc* de Marnay era diferente da geração do *SB Charité*, pelo fato de
 24 ter sido baseado numa interface articulada e semi-restrita única com núcleo de polietileno fixado
 25 à parte interior e superior de duas plataformas metálicas. Outra diferença encontra-se na fixação,
 26 pois o *SB Charité* utilizava seis dentes, enquanto este passou a utilizar uma barbatana sagital. O
 27 disco de *Maverick* de Mathews apresenta destaque devido ao fato do contato na articulação ser

1 metal com metal, ou seja, o núcleo, ao contrário dos casos anteriores, não era composto por um
2 polímero ou material sintético (TAKSALI; GRAVER; VACCAR, 2004; ROSS, 2009).

3 Os materiais confeccionados com superfície alternativa de rolamento, que não sejam
4 compostos por polietileno, estão sendo estudados e tem apresentado resultados comparáveis a
5 esses materiais a curto e médio prazo, e a importância destes implantes baseia-se na hipótese de
6 que os micro-detritos metálicos e cerâmicos teriam menor efeito no osso circunvizinho e nos
7 tecidos moles. O disco *Maverick*, ainda utilizado na atualidade, possui plataformas feitas de
8 cromo-cobalto, e apesar de não conter qualquer polímero ou material elástico, a sua capacidade
9 de absorção de choque biomecânico é quase idêntica à do *Prodisc* (BONO; GARFIN, 2004;
10 ERRICO, 2004; LEE; GOEL, 2004; TAKSALI; GRAVER; VACCAR, 2004; FREEMAN;
11 DAVENPOT, 2006; GAMRADT; WANG, 2005; ROSS, 2009).



12

13 Figura 4. Imagem fotográfica do *Prodisc* de Marnay (A) e *Maverick* de Mathews (B).

14

15 Na década de 90 foi desenvolvido o *AcroFlex* de Steffee, que consistia de um núcleo de
16 borracha vulcanizada interposto entre plataformas revestidas por titânio poroso. A utilização do
17 implante foi posteriormente interrompida por causa de possível carcinogenicidade de solventes
18 baseados em benzeno utilizados durante o processo de vulcanização, entretanto o problema foi
19 solucionado após a remoção do produto químico responsável por esta carcinogenicidade
20 (BONO; GARFIN, 2004; LEE; GOEL, 2004; LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004; TAKSALI;
21 GRAVER; VACCAR, 2004).

22 Atualmente existem diversos tipos de implantes para artroplastia da coluna cervical
23 disponível em todo o mundo, porém seis desses são considerados os principais: *Prestige*,
24 *CervicoreTM*, *ProDisc-C*, *Bryan Disc*, *PCM* e *Secure-C* (MEHREN; MAYER, 2005; TORRES;
25 GRAUER; YUE, 2008).

26 A *Prestige* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA) apresenta quatro gerações, a

1 *Prestige I, II, ST e STLP*. A *Prestige I cervical prosthesis* (Figura 5), também chamada de
 2 *Frenchay artificial joint*, desenvolvida em 1998, é uma prótese de duas peças construídas de aço
 3 inoxidável e que emprega uma articulação em formato de esfera em uma peça que se encaixa em
 4 uma superfície côncava na outra peça, permitindo a flexão, extensão, rotação e translação por
 5 uma articulação metal-metal. Cada peça ou componente articular é fixado nos corpos vertebrais
 6 com um parafuso bloqueado (WIGFIELD et al., 2002a; TRAYNELIS, 2004), e em estudo
 7 realizados com essa prótese foi observada a sua efetividade na manutenção do movimento quatro
 8 anos após a cirurgia, com resultado final positivo (ROBERTSON; METCALF, 2004).



9
 10 Figura 5. Imagem fotográfica da *Prestige I*TM (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).
 11

12 Em 1999 foi desenvolvida a *Prestige II*, e as principais diferenças em relação à prótese
 13 anterior é o seu design mais anatômico na placa terminal, que foi desbastada para melhorar o
 14 crescimento ósseo (TRAYNELIS, 2004). Porchet e Metcalf (2004) em um ensaio clínico
 15 prospectivo e aleatorizado compararam a *Prestige II* com a técnica de DCAF para o tratamento
 16 da doença do disco intervertebral em um espaço intervertebral, e os resultados permitiram
 17 concluir que a *Prestige II* mantém o movimento no espaço do disco intervertebral tratado sem
 18 comprometer o espaço intervertebral adjacente.

19 A *Prestige ST* tornou-se disponível em 2002 e a principal mudança no projeto foi uma
 20 redução na altura de cada flange (dispositivo que fica em contato com as placas terminais) em
 21 dois milímetros (SINGH; VACCARO; ALBERT, 2004; TRAYNELIS, 2004). O
 22 desenvolvimento mais recente é a *Prestige STLP* (Figura 6), e nesta versão, ao contrário dos seus
 23 antecessores, a fixação é obtida por um conjunto de calhas que são colocadas sobre a superfície
 24 de contato intervertebral. Ela é fabricada a partir de um material composto por titânio e cerâmica
 25 e a superfície que fica em contato com a placa terminal é revestida por *titanium-plasma-spray*, o
 26 que facilita o crescimento ósseo e a fixação em longo prazo. Além disso, uma grande vantagem
 27 do seu “design” é que é possível a sua implantação em vários espaços intervertebrais

1 (TRAYNELIS, 2004; TRAYNELIS, 2005; MUMMANENI; ROBINSON; HAID, 2007).
 2 Mummaneni et al. (2007) relataram os resultados de um estudo prospectivo aleatório
 3 multicêntrico, no qual os resultados da artroplastia do disco cervical com o *Prestige ST* foram
 4 comparados com a técnica de DCAF em pacientes com doença degenerativa do disco
 5 intervertebral cervical, e o dispositivo permitiu movimento segmentar fisiológico, com
 6 manutenção do mesmo 24 meses após a implantação. No grupo experimental foi observado
 7 melhor resultado clínico e uma taxa reduzida de cirurgias secundárias comparativamente com a
 8 DCAF.



9
 10 Figura 6. Imagem fotográfica da *Prestige STLP™* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).

11
 12 Outro projeto para a substituição e manutenção do movimento normal entre os corpos
 13 vertebrais é a *Cervicore™* (SpineCore, Summit, USA) (Figura 7), que tem uma articulação
 14 metal-metal, sendo composta por cromo-cobalto e que se liga aos corpos vertebrais por meio de
 15 parafusos, e que permite a manutenção do centro de rotação normal para flexão/extensão do
 16 corpo vertebral e promove alargamento foraminal (SINGH; VACCARO; ALBERT, 2004;
 17 PHILLIPS; GARFIN, 2005).

18



19

20 Figura 7. Imagem fotográfica da *Cervicore™* (SpineCore, Summit, USA).

21

22 O disco cervical *ProDisc-C* (Synthes, Spine Solutions, Paoli, USA) (Figura 8) foi
 23 aprovado pela FDA (Food and Drug Administration) em dezembro de 2007 e consiste de duas
 24 placas de cromo-cobalto e uma quilha central para ancoramento no corpo vertebral, além de um

1 núcleo de polipropileno fixo, que proporciona movimento acoplado sem translação independente
2 quando o dispositivo é implantado. As superfícies da prótese que entram em contato com as
3 placas terminais são revestidas por *titanium-plasma-spray* para melhor compatibilidade com os
4 tecidos e crescimento ósseo. É considerada restrita em compressão, irrestrita em distração e
5 rotação e semi-restrita em flexão, extensão e flexão lateral (LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004;
6 PUTTLITZ et al., 2004; SINGH; VACCARO; ALBERT, 2004; CHI; AMES; TAY, 2005;
7 SINGH; AN, 2006).



8
9 Figura 8. Imagem fotográfica do *ProDisc-C* (Synthes, Spine Solutions, Paoli, USA).

10
11 O disco cervical *Bryan Disc* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA) (Figura 9) é
12 composto por um núcleo de policarbonato e poliuretano (“líquido articular”) contido dentro de
13 uma membrana polimérica, que reduz o atrito e contém os debris, situado entre duas conchas
14 convexas revestidas por titânio poroso. O “design” desta prótese de peça única permite uma
15 amplitude de movimento normal na flexão/extensão, flexão lateral, rotação e translação. A
16 estabilidade inicial é obtida por meio de fresagem das placas terminais vertebrais e a estabilidade
17 em longo prazo pelo crescimento ósseo nas superfícies porosas que a reveste (BRYAN, 2002;
18 SINGH; VACCARO; ALBERT, 2004). Mais de 5000 *Bryan Disc* foram implantados em todo o
19 mundo (SINGH; VACCARO; ALBERT, 2004), e na avaliação aos 24 meses, em 97 pacientes
20 com substituição do disco em um único espaço intervertebral, em 70% foram observados
21 resultados clínicos excelentes (GUYER; OHNMEISS, 2003; JOHNSON et al., 2004). Johnson et
22 al. (2004) constataram que os pacientes que foram submetidos a artroplastia com este disco
23 artificial tiveram uma perda focal da lordose no espaço intervertebral tratado, mas não houve
24 mudança significativa na curvatura sagital global da coluna cervical. Sekhon (2004) relatou em
25 uma série de 11 pacientes e 15 próteses de disco artificial de *Bryan* para o tratamento da
26 mielopatia espondilótica, que 91% dos pacientes apresentaram um resultado bom ou excelente
27 utilizando-se os critérios pré-estabelecidos em um acompanhamento médio por 18 meses. Wang
28 et al. (2006) relataram em uma série de pacientes com mielopatia espondilótica cervical também
29 tratados com a prótese de *Bryan*, que todos os 65 pacientes (77 discos), apresentaram melhora

1 clínica com pelo menos 12 meses de acompanhamento (47/65 excelente, 18/65 bom). Sasso et
2 al. (2007), em um estudo prospectivo, controlado, aleatorizado e multicêntrico, avaliaram os
3 resultados da artroplastia cervical usando a prótese de disco cervical de *Bryan* e observaram
4 resultados significativamente melhores no grupo em que se usou a prótese, além de que, os
5 pacientes submetidos à artroplastia mantiveram movimento angular no local operado em 24
6 meses de avaliação.



7
8 Figura 9. Imagem fotográfica do *Bryan Disc* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).
9

10 A *PCM* (*Porous Coated Motion*) - Cervitech, Roundhill, USA (Figura 10), é uma prótese
11 uniaxial com articulação de polietileno sobre metal. As placas terminais são fabricadas a
12 partir de liga de cromo-cobalto, e o lado externo dos componentes possui um revestimento de
13 fosfato de cálcio, e a estabilidade primária é assegurada através da implantação *press-fit*
14 (PUTTLITZ, et al., 2004). A *PCM* é usada quando o ligamento longitudinal posterior for
15 preservado, e nos casos em que esse ligamento for removido como parte da descompressão, a
16 fixação do implante deve ser realizada por meio da utilização de parafusos para permitir melhor
17 estabilidade (PHILLIPS; GARFIN, 2005; DURBHAKULA; GHISELLI, 2005). Pimenta et al.
18 (2004) publicaram um estudo clínico de 53 pacientes que foram submetidos a um total de 82
19 artroplastias cervicais com a *PCM*, e os pacientes foram avaliados segundo a escala de dor VAS
20 (Visual Analog Scale), NDI (Neck Disability Index) e TIGT (Treatment Intensity Gradient Test),
21 e com a avaliação estática e dinâmica de radiografias. Após uma semana, 80% dos pacientes
22 apresentaram resultado bom a excelente, porcentagem essa que aumentou para 90% após 30
23 dias, mantendo-se em 90% por três meses.



1
2 Figura 10. Imagem fotográfica da *PCM (Porous Coated Motion)* (Cervitech, Roundhill, USA).

3
4 A *Secure[®]-C Cervical Artificial Disc* (Globus Medical) (Figura 11) consiste de um
5 componente central de polímero de polietileno de peso molecular ultra-elevado e duas placas
6 terminais constituídas por liga cobalto-cromo-molibdênio revestidas por *titanium-plasma-spray*,
7 sendo considerado um dispositivo semi-restrito, e a superfície de contato revestida por
8 substância porosa que entra em contato com as placas terminais vertebrais e promove o
9 crescimento ósseo interno (TORRES; GRAUER; YUE, 2008).



10
11 Figura 11. Imagem fotográfica do *Secure-C[®]-Cervical Artificial Disc* (Globus Medical).

12
13 Outros dispositivos incluem: CerPass (NuVasive), uma prótese cerâmica-cerâmica;
14 NeoDisc (NuVasive), composta por um núcleo de silicone sólido rodeado por uma borda de
15 poliéster que está ligada aos corpos vertebrais com parafusos de liga de titânio; Mobi-C (LDR
16 Médical), composto de um componente central de polímero de polietileno de peso molecular
17 ultra-elevado e duas placas terminais constituídas de metal; Kineflex-C (Spinal Motion), uma
18 prótese de metal-metal; Discover (DePuy Spine), um dispositivo de metal-polímero; Discocerv
19 (Scient'x), composto de placas terminais de liga de titânio incorporados com elementos de apoio
20 de cerâmica; Catalina (SeaSpine), uma prótese cerâmica-cerâmica; Rescue (Biomet/EBI), uma
21 prótese pirocarbono-pirocarbono; Cervidisc (Scient'x), uma prótese cerâmica-cerâmica; e CMP
22 (Vertebrom), uma prótese de metal – polietileno (ORR et al., 2007).

23 O primeiro grande estudo que descreveu os resultados após o uso da artroplastia do disco
24 intervertebral foi multicêntrico e não aleatorizado, e utilizou a prótese *Bryan Disc*. O estudo

1 incluiu 103 pacientes tratados em um único espaço intervertebral e 43 pacientes tratados em dois
2 espaços, constatando resultados clínicos excelentes com resolução dos sintomas em 90% dos
3 casos após seis meses e dois anos (GOFFIN et al., 2002; GOFFIN et al., 2003), o que foi
4 confirmado posteriormente por vários estudos multicêntricos (GROB et al., 2010;
5 SCHLUESSMANN et al., 2010).

6 Outros estudos multicêntricos e aleatorizados compararam os resultados da artroplastia
7 com DCAF. Mummaneni et al. (2007) publicaram os resultados de um estudo comparando o
8 sistema *Prestige ST* com DCAF, e o grupo experimental apresentou uma taxa significativamente
9 mais elevada de sucesso neurológico, com os pacientes voltando ao trabalho mais cedo que os do
10 grupo controle submetidos à DCAF.

11 Heller et al. (2009) compararam o uso do *Bryan Disc* com DCAF, e na avaliação, os
12 pacientes do grupo *Bryan Disc* apresentaram melhora clínica estatisticamente superior em todas
13 as variáveis analisadas aos 12 e 24 meses de pós-operatório, e nesse estudo, o tempo de retorno
14 ao trabalho pelos pacientes foi significativamente menor após a artroplastia. Estas observações
15 foram recentemente confirmadas por Sasso et al. (2011) em um estudo com quatro anos de
16 acompanhamento pós-operatório.

17 Coric et al. (2011) também compararam a artroplastia com DCAF, e em ambos os grupos
18 houve melhora comparável nas variáveis estudadas, mas o sucesso clínico foi significativamente
19 superior no grupo com a prótese de disco após 24 meses de acompanhamento.

20 Em diversos estudos foi constatada melhora significativa na dor e no resultado funcional
21 nos pacientes tratados com diversas técnicas de artroplastia de disco (GOFFIN et al., 2003;
22 BERTAGNOLI et al., 2005a; BERTAGNOLI et al., 2005b), e observou-se após quatro anos de
23 acompanhamento que houve preservação do movimento e ausência de desenvolvimento da
24 doença do disco intervertebral adjacente.

25 Apesar de todos os benefícios com a utilização da artroplastia cervical em humanos,
26 algumas complicações em curto e longo prazo são relatadas (GOFFIN et al., 2002; LOON;
27 GOFFIN, 2012). Em curto prazo ocorrem complicações neurológicas, mal posicionamento da
28 prótese e falhas mecânicas precoces (LOON; GOFFIN, 2012).

29 As *complicações neurológicas* estão diretamente relacionadas ao procedimento de
30 descompressão, que para a maioria dos autores é a principal etapa do procedimento cirúrgico. A
31 técnica de descompressão das estruturas neurológicas é comparável entre as técnicas de DCAF e
32 de artroplastia cervical, no entanto, o fato da artroplastia cervical preservar o movimento no
33 espaço intervertebral afetado parece evitar remodelamento pós-operatório tardio dos osteófitos,
34 assim como ocorre na DCAF, e o risco de compressão residual de estruturas neurais é maior. No

1 entanto, uma descompressão mais extensa da raiz nervosa bilateralmente (tanto a sintomática
2 como a não sintomática) é imperativa. Vários relatos foram publicados mencionando a
3 necessidade de procedimentos cirúrgicos adicionais para a descompressão adicional após a
4 artroplastia de disco cervical, sendo a laminoforaminotomia posterior suficiente na maioria dos
5 casos, embora não haja relatos sobre o efeito em longo prazo deste procedimento (GOFFIN et
6 al., 2002; PICKETT et al., 2006). Em outros casos, foi necessária a remoção do disco artificial
7 seguido de fusão vertebral (MUMMANENI et al., 2007; HELLER et al., 2009).

8 *O mal posicionamento da prótese* pode estar relacionado ao alinhamento sagital e o
9 desenvolvimento de cifose pós-operatória (JOHNSON et al., 2004; PICKETT et al., 2006), e os
10 fatores que contribuem para este problema são a pré-existência de cifose, posicionamento
11 hiperlordótico do pescoço, fresagem excessiva das placas terminais e ângulo incorreto de
12 inserção do disco, além da característica individual de cada prótese (LAZARO et al., 2010). A
13 melhor seleção do paciente, mudanças nas técnicas de fresagem das placas vertebrais terminais e
14 correção do ângulo de inserção devem auxiliar na superação desse problema (XU et al., 2009;
15 WALRAEVENS et al., 2010b).

16 *Falha mecânica precoce do implante.* A instabilidade imediata da interface implante-
17 osso pode levar ao deslocamento e migração da prótese durante o período transoperatório ou no
18 pós-operatório imediato. A estabilidade normalmente é obtida dependendo do tipo de dispositivo
19 utilizado, por meio do uso de parafusos, dentes ou quilhas que se encaixam na placa vertebral
20 terminal, e o resultado de alguns estudos mostram que a migração da prótese é uma complicação
21 rara (GOFFIN et al., 2002; MUMMANENI et al., 2007; HELLER et al., 2009; MURREY et al.,
22 2009; SASSO et al., 2011; CORIC et al., 2011).

23 As complicações relatadas em longo prazo são: desenvolvimento de novos sintomas
24 clínicos, déficits neurológicos, afundamento e desgaste do implante e ossificação heterotópica
25 (LOON; GOFFIN, 2012).

26 *Desenvolvimento de novos sintomas clínicos e déficits neurológicos.* Após a técnica de
27 DCAF, a progressão dos osteófitos decorrentes da artrose oriunda do espaço do disco
28 intervertebral e das facetas articulares é interrompida, mas o mesmo não ocorre na artroplastia,
29 sendo de suma importância descomprimir totalmente as estruturas neurológicas envolvidas no
30 momento da realização da artroplastia. Mesmo assim, novas lesões degenerativas podem
31 desenvolver-se em certas circunstâncias, como em paciente com espondiloartrose grave e
32 ossificação do ligamento longitudinal posterior. Estes pacientes não parecem ser bons candidatos
33 para artroplastia (GOFFIN, 2006). O modelo da prótese também pode ser um fator importante
34 para o desenvolvimento de compressão adquirida. No uso de implantes irrestritos, esses

1 dependem dos tecidos moles circundantes para proporcionar retenção no movimento extremo.
2 Esses dispositivos permitem a translação e diminuem a concentração de tensão na área de
3 contato com o corpo vertebral e são mais tolerantes a pequenos erros de colocação, no entanto, a
4 falta de restrição pode sujeitar as facetas articulares à maior cisalhamento e cargas do torção, o
5 que leva ao aumento da artrose nas mesmas (PHILLIPS; GARFIN, 2005; KANG et al., 2010;
6 RYU et al., 2010).

7 *Complicações relacionadas ao implante.* O afundamento do implante no corpo vertebral
8 ocorre quando o osso que recebe a prótese é submetido a excesso de tensão em uma determinada
9 região. Geralmente o afundamento é causado pela determinação pré-operatória inadequada da
10 qualidade do osso ou pelo “design” inadequado da prótese, o que afeta a preparação da placa
11 vertebral terminal e distribui as tensões em um único ponto (ANDERSON; ROULEAU, 2004).
12 Em próteses que possuem um núcleo flexível semi-restrito que permite a rotação com translação
13 como por exemplo a *Bryan Disc*, o estresse entre a prótese e a placa vertebral terminal é
14 reduzido, minimizando teoricamente, o risco de afundamento (LIN et al., 2009). Em próteses
15 com um eixo fixo como a *ProDisc-C* e a *PCM*, a ancoragem com dentes ou quilhas garante mais
16 atrito para proporcionar melhor acoplagem, mas estas áreas de contato limitado também
17 resultam em altos níveis de estresse, favorecendo potencialmente o afundamento. O desgaste é
18 um processo físico causado pelo movimento em uma superfície de rolamento, associado com a
19 formação de partículas e liberação de detritos, perda de altura da articulação, e, finalmente, a
20 falha da prótese (ANDERSON; ROULEAU, 2004). Os detritos liberados podem induzir uma
21 reação inflamatória mediada por várias citocinas que conduzem a osteólise. Íons metálicos
22 podem ser liberados, o que pode causar um tipo diferente de hipersensibilidade imuno mediada
23 por células, que tem sido associada com a formação de pseudotumor (ANDERSON;
24 ROULEAU, 2004; OSKOUIAN et al., 2004). No entanto, a escassez de descrições dessas
25 complicações relacionadas ao dispositivo sugere que haja segurança com o uso das diferentes
26 próteses (GOFFIN et al. 2010; WALRAEVENS et al., 2010a).

27 *Ossificação heterotópica.* Inicialmente, suspeitava-se que a ocorrência de ossificação
28 heterotópica estava relacionada com a extensão da fresagem das placas vertebrais terminais
29 vertebrais para a implantação da *Bryan Disc*, no entanto, em estudos posteriores foi demonstrado
30 esta ocorrência em todos os outros tipos de próteses (RYU et al., 2010; MEHREN et al. 2006; YI
31 et al., 2010), e acredita-se que a diferenciação das células mesenquimais ósseas ou musculares
32 em osteoblastos desempenham um papel importante nesta ocorrência. A manipulação do osso
33 e/ou músculos durante a cirurgia pode oferecer uma oportunidade para que estas células
34 mesenquimais se propaguem em torno de tecidos moles bem vascularizados, uma vez que

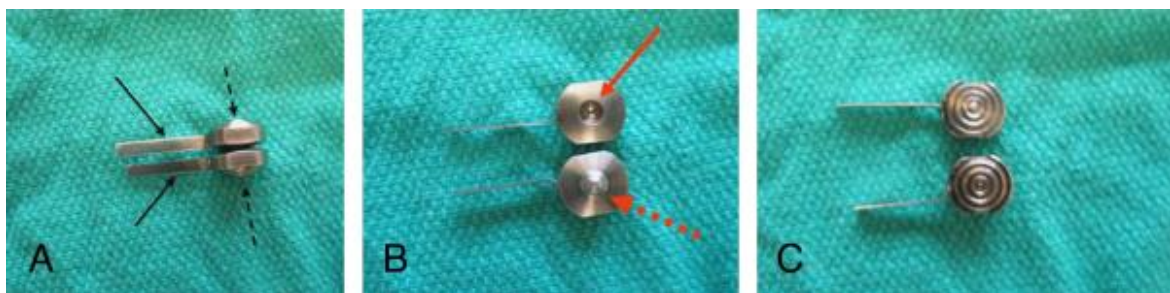
1 agentes de indução à formação óssea são reconhecidamente liberados a partir de tecidos
2 lesionados ligados ao osso. Outros fatores de risco são a calcificação pré-operatória do ligamento
3 longitudinal posterior e a existência de alterações espondilóticas pré-operatórias mais graves
4 (GOFFIN, 2006; LEUNG et al., 2005). A ossificação heterotópica é classificada de acordo com
5 Mehren et al. (2006) em cinco graus: grau 0 (sem ossificação heterotópica presente), grau 1
6 (ossificação heterotópica detectável à frente do corpo vertebral, mas não no espaço
7 intervertebral), grau 2 (ossificação heterotópica dentro do espaço intervertebral; possível
8 comprometimento da função da prótese), grau 3 (ossificação em ponte, que ainda permite o
9 movimento da prótese), e grau 4 (fusão completa do segmento tratado sem movimento de flexão/
10 extensão). A incidência de ossificação heterotópica varia na literatura. Mehren et al. (2006)
11 relataram 66% em um ano de acompanhamento, Beaurain et al. (2009) relataram 67% em dois
12 anos de acompanhamento, enquanto que Leung et al. (2005) relataram apenas 18% em um ano
13 de acompanhamento. A incidência real pode ser ainda maior do que o registrado em estudos que
14 utilizaram radiografias. Porém, em um estudo comparando a radiografia com a TC, houve boa
15 correlação entre a detecção da ossificação heterotópica por ambas as técnicas em um
16 acompanhamento médio de 19 meses (TU et al., 2011). A ossificação heterotópica parece
17 desenvolver-se relativamente cedo após artroplastia de disco cervical, e parece permanecer
18 estável no acompanhamento prolongado (LOON; GOFFIN, 2012). Walraevens et al. (2010a)
19 publicaram os resultados de um acompanhamento a longo prazo de pacientes tratados com o
20 *Bryan Disc*, e em quatro anos de acompanhamento, 34% dos pacientes apresentaram ossificação
21 heterotópica de qualquer grau, dos quais 5% tinham grau 4 ocorrendo imobilidade completa do
22 dispositivo. Aos seis anos de acompanhamento, esses números aumentaram ligeiramente para
23 38% com ossificação heterotópica de qualquer grau e 8% com grau 4, e em oito anos de
24 acompanhamento, esses números aumentaram para 39% com ossificação heterotópica de
25 qualquer grau e 8% com grau 4. Não houve aumento significativo na ossificação heterotópica
26 entre 4 anos de acompanhamento e aos 6 e 8 anos de acompanhamento. Além disso, não houve
27 correlação significativa entre o resultado clínico e o grau de ossificação heterotópica no pós-
28 operatório. Isto permite concluir que pacientes com grau 4 de ossificação heterotópica podem ser
29 considerados iguais em termos de resultados clínicos àqueles tratados pela técnica de DCAF.

30

31 **2.4 Artroplastia do Disco Intervertebral em Cães**

32 Em cães os estudos com artroplastia do disco intervertebral são escassos e existe apenas
33 um grupo de pesquisadores estudando esta técnica, utilizando o sistema *Adamo Spinal Disc*[®]

1 (ADAMO et al., 2007; ADAMO, 2011; ADAMO et al., 2014a; ADAMO, 2014b), que publicou
 2 o primeiro trabalho em 2007, com a descrição da prótese e de um estudo biomecânico. A prótese
 3 foi desenvolvida e manufaturada pela Universidade de Wisconsin, Madison, sendo constituída
 4 por duas placas de aço inoxidável finas, com uma superfície de apoio de metal – metal e
 5 capacidade de movimentação em todas as direções (Figura 12). A superfície da prótese que fica
 6 em contato com o corpo vertebral cranial e caudal é convexa, obedecendo à anatomia das
 7 vértebras. Duas lâminas de titânio em forma de “L” são anexadas à parte ventral da prótese para
 8 facilitar o manuseio durante a implantação, e nesse processo, as lâminas são destacadas por meio
 9 de torções repetidas ao longo do eixo longitudinal da prótese (Figura 13) (ADAMO et al., 2007).
 10



11
 12 Figura 12. Imagem fotográfica da primeira geração da *Adamo Spinal Disc*[®]. A. Vista lateral. As
 13 duas lâminas em “L” (setas pretas) estão ligadas à extremidade ventral de cada prótese, e após o
 14 disco ser implantado, as lâminas são removidas por meio de torção. A superfície externa de cada
 15 placa (setas pretas pontilhadas) é convexa para impedir a migração da prótese. B. Interior das
 16 placas. A área no interior da prótese é formada por uma superfície côncava (seta vermelha) e
 17 outra convexa (seta vermelha pontilhada), permitindo encaixe perfeito, o que mantém a
 18 mobilidade entre elas. C. Superfície externa. Cada superfície tem ranhuras concêntricas para
 19 permitir o crescimento ósseo para o interior da prótese (Fonte: ADAMO et al., 2007).
 20



21
 22 Figura 13. Imagem radiográfica com o *Adamo Spinal Disc*[®] posicionado no espaço intervertebral
 23 após o destacamento das lâminas em “L” (Fonte: ADAMO, 2011).
 24

1 Nos estudos biomecânicos utilizando a *Adamo Spinal Disc*[®] avaliando-se a unidade
2 vertebral motora tratada e os espaços intervertebrais adjacentes, foram constatados
3 deslocamentos similares na compressão axial e torção quando comparado com as vértebras
4 cervicais intactas, no entanto, observou-se redução da rotação na flexão lateral e flexão-extensão
5 comparando-se com as vértebras intactas. Essa redução significativa na rotação no espaço
6 intervertebral tratado durante a flexão-extensão afetou os espaços intervertebrais craniais e
7 caudais à artroplastia, com redução significativa do movimento da unidade vertebral adjacente
8 caudal (ADAMO et al., 2007).

9 Os primeiros relatos do uso clínico da *Adamo Spinal Disc*[®] foram publicados por Adamo
10 (2011), e a prótese foi utilizada com sucesso em dois cães com espondilomielopatia cervical
11 disco associada, sendo um Doberman de quatro anos com sinais recorrentes de dor cervical e
12 ataxia, e um cão SRD de 12 anos com histórico de ataxia e tetraparesia há quatro meses. Os cães
13 foram tratados cirurgicamente por meio de “slot” ventral seguido da inserção da prótese, e nas
14 radiografias do pós-operatório imediato constatou-se posicionamento apropriado da prótese e
15 distração adequada. Nas avaliações neurológicas e radiográficas realizadas por 12 meses em um
16 cão e 18 meses no outro observou-se que a distração entre os corpos vertebrais foi reduzida
17 moderadamente com o passar do tempo em ambos os animais, mas a mobilidade intervertebral
18 nas posições neutra, flexão e em tração, foi mantida. Após 18 meses da cirurgia, na RM foi
19 observada descompressão adequada da medula espinhal sem degeneração dos outros discos
20 cervicais em um dos cães, e os autores concluíram que, em ambos os pacientes, a artroplastia
21 ocorreu sem complicações e o resultado foi excelente em ambos os cães, além da prótese não
22 interferir na qualidade da imagem da RM.

23 Com o passar do tempo, a prótese foi modificada e uma segunda geração foi idealizada,
24 com superfície de contato metal-PEEK (PolyEther Ether Ketone), para reduzir a fricção e o
25 atrito, além de prevenir a liberação de debris metálicos. Houve ainda modificação nas dimensões
26 com redução na espessura e no dispositivo de aplicação, que foi desenvolvido especificamente
27 para a inserção da prótese no espaço intervertebral. Um artigo descrevendo o uso da *Adamo*
28 *Spinal Disc*[®] em 30 cães afetados com EMC utilizando tanto a primeira como a segunda geração
29 das próteses usadas acima foi publicado (ADAMO et al., 2014a). Os cães apresentavam EMC
30 disco-associada há mais de dois meses, diagnosticados por meio de RM e mielotomografia,
31 sendo que dezoito cães foram tratados para uma lesão simples, dez para lesão dupla e dois para
32 lesão tripla. Em todos os cães foram realizadas avaliações neurológicas e por radiografias no
33 pós-operatório imediato e seriadas. Todos os cães recuperaram-se bem, observando-se um bom
34 grau de distração entre os corpos vertebrais no pós-operatório imediato, porém, na maioria dos

1 cães a quantidade da distração e a mobilidade nos espaços intervertebrais reduziram com o
2 passar do tempo quando comparado ao pós-operatório imediato, porém, a perda da distração,
3 exceto para um cão, e a redução da mobilidade não pareceram ser clinicamente significativas.
4 Vinte e nove cães apresentaram melhora da condição neurológico durante o período de
5 observação (ADAMO et al., 2014a).

6 Em um estudo realizado pelo mesmo grupo de pesquisadores, foram avaliadas as
7 limitações e as complicações da técnica empregando-se a prótese *Adamo Spinal Disc*[®] em 33
8 cães com EMC disco-associada, e as complicações descritas foram fratura compressiva com
9 deslocamento ventral do implante em um cão, afundamento imediato da prótese no corpo
10 vertebral após fresagem excessiva da placa terminal em um cão, fissura vertebral durante a
11 distração vertebral em dois cães, afundamento tardio da prótese no corpo vertebral em sete
12 espaços intervertebrais afetados dentre 50 que foram operados (14% dos espaços afetados), e
13 ausência de retorno à deambulação em dois de três cães que apresentavam tetraparesia não
14 ambulatória (ADAMO et al., 2014b).

15

16 **2.5 Método de Elementos Finitos**

17 O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica computadorizada usada para
18 calcular a força e o comportamento de estruturas em engenharia. É um método matemático que
19 analisa o estado de tensão e deformação de um sólido que pode ser usado para avaliação de
20 novos implantes, assim como novas técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de
21 ensaios mecânicos. Uma das vantagens do método é a redução no custo gerado em ensaios
22 mecânicos e a possibilidade de se avaliar o implante em situações semelhantes às encontradas no
23 uso real (GOEL et al., 1998).

24 A análise por meio do MEF foi criada no início de 1960 para solucionar problemas
25 estruturais na indústria aeroespacial, no entanto, devido a sua ampla aplicabilidade, é usado na
26 resolução de casos em outras áreas, e tornou-se com o passar do tempo uma ferramenta valiosa
27 na medicina (MACEDO, 2009).

28 No MEF a estrutura sob estudo é subdividida em pequenos blocos ou elementos simples
29 pequenos, e o comportamento de um elemento individual poderá ser demonstrado por meio de
30 um conjunto relativamente simples de equações, onde a adição do jogo dos elementos para a
31 construção da estrutura inteira é feita com a soma das equações que descrevem os
32 comportamentos dos elementos individuais, gerando assim um conjunto extremamente grande
33 de equações, que descrevem o comportamento da estrutura inteira. O computador poderá
34 resolver este grande conjunto de equações simultaneamente, e o resultado será o comportamento

1 dos elementos individuais. Com o resultado pode-se analisar a tensão e a deflexão de todas as
2 partes da estrutura e realizar assim uma comparação dos valores obtidos com os valores
3 permitidos (SANTOS, 2004).

4 O MEF é bastante utilizado na área médica, principalmente na área da ortopedia e
5 biomecânica, pois permite avaliar a interação entre o tecido ósseo e a superfície do implante,
6 tendo a capacidade de quantificar os níveis de tensão que ocorrem nos elementos envolvidos na
7 dissipação da carga exercida sobre uma prótese ou implante (RUBO; SOUZA, 2001). A sua
8 utilização nos centros mais avançados mostra que esta é uma ferramenta importante para o
9 estudo, pesquisa e simulação de problemas mecânicos em ossos (MACEDO, 2009).

10 Nos últimos anos, os avanços na área médica como na ciência da computação permitiram
11 uma aproximação entre estas duas áreas. Obviamente, sua confecção e aplicação são bastante
12 complexas, pois envolvem fatores biomecânicos que influenciam o projeto, construção e
13 utilização de materiais. A geometria da prótese, dimensões e disposições de implantes, materiais
14 e componentes mecânicos, adaptações desses componentes provenientes do processo de
15 fabricação dos elementos, identificação dos esforços resultantes e osteointegração, são alguns
16 fatores que podem influenciar o sucesso do procedimento (RUBO, SOUZA, 2001).

17 A interação numérica computadorizada permite determinar deslocamento, fadiga e
18 tensões, por meio de um modelo virtual com dimensões praticamente idênticas à realidade,
19 podendo-se assim reproduzir um padrão de alta fidelidade (ASSUNÇÃO et al., 2009).

20 Atualmente, o MEF é muito utilizado na análise de interação de dispositivos
21 reabilitadores com o osso, comparando-se diferentes próteses (DAMMARK; SHIRAZI-ADL;
22 ZUKOR, 1997; BROWN et al., 2004; MACEDO, 2009), diferentes métodos de utilização destas
23 (WANG et al., 2000; SHIRAZI-ADL et al., 2001; HERZOG; FREDERICO, 2006; VÁZQUEZ
24 et al., 2004; NYMAN et al., 2004), e auxiliando no dimensionamento e projeto de novas próteses
25 (LIU et al., 1998; GEFEN, 2002).

26 A simulação através do MEF pode ser estática ou dinâmica. A simulação estática é a
27 mais utilizada para o estudo e o levantamento das propriedades geométricas e mecânicas das
28 regiões ósseas que possuem grande possibilidade de utilizarem próteses para substituição de
29 articulações patológicas (BROWN et al., 2004; CHEN et al., 2004; KLISCH, 2006;
30 ANDERSON et al., 2006). A simulação dinâmica também pode ser utilizada e Shimano (1994)
31 estudou de forma dinâmica as frequências naturais da tíbia humana com o auxílio do MEF.

32 O MEF também apresenta desvantagens, e algumas simplificações e suposições devem
33 ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem
34 influenciar significativamente nos resultados, como a geometria do osso e do implante a ser

1 modelado, as propriedades físicas dos materiais, como seu método de elasticidade, condições de
2 fixação e tipo de interface entre o osso e o implante (GENG; TAN, LIU, 2001). As propriedades
3 físicas do titânio e ligas metálicas em geral têm pouquíssima variação. O mesmo não ocorre com
4 as propriedades do osso cortical e trabecular que podem variar de paciente para paciente, ou
5 conforme a idade e região. Para as análises com esta metodologia, utilizam-se valores
6 aproximados encontrados na literatura, os quais podem ter certa discrepância, porém dentro de
7 um limiar aceitável na maioria das vezes (TONIOLLO, 2011). Os materiais podem ser
8 considerados como isotrópicos, anisotrópicos e ortotrópicos. Um material isotrópico tem
9 propriedades mecânicas iguais em todas as direções em um mesmo elemento estrutural; em um
10 material ortotrópico suas propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes
11 em uma terceira, enquanto que em um material anisotrópico, as propriedades diferem em todas
12 as direções (LOTTI et al., 2006). Na avaliação por meio do MEF, é comum que todos os
13 materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades do
14 material são as mesmas em todas as direções. Sabe-se, por outro lado, que tanto osso cortical
15 como esponjoso não são homogêneos e, portanto, apresentam variações de módulo de
16 elasticidade conforme a região. Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada
17 homogênea e continua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade
18 (TONIOLLO, 2011). Em estudos tentando simular a complexidade do trabeculado ósseo
19 esponjoso, foram obtidos resultados interessantes, que mostraram diferenças nos valores e
20 distribuição de tensões (AKAGAWA et al., 2003; STEGAROIU et al., 2006). No entanto ainda
21 não há consenso em como trabalhar de forma segura com os materiais de forma anisotrópica, já
22 que os resultados obtidos são muitas vezes contraditórios.

23 Uma das etapas mais importantes e difíceis na solução por meio do MEF é a criação do
24 modelo, pois nesta fase deve-se representar todos os detalhes da estrutura real no modelo a ser
25 simulado. A precisão do MEF está intrinsecamente associada ao modelo de elementos finitos,
26 que busca representar as características físicas da estrutura real (RUBO; SOUZA, 2001).

27 O modelo virtual pode ser realizado em um programa CAD (computer aided design –
28 desenho assistido por computador), ou mesmo no programa de análise, de acordo com a
29 disponibilidade deste (TONIOLLO, 2011). Para a realização da análise pelo MEF é necessário
30 informar ao programa as características intrínsecas dos materiais, como o módulo de elasticidade
31 (Young) e coeficiente de Poisson de todos os tecidos e elementos envolvidos no contexto da
32 prótese (CUNHA et al., 2008; TONIOLLO, 2011). O coeficiente de Poisson refere-se ao valor
33 absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial,
34 e o módulo de elasticidade representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/

1 deformação do material (LOTTI et al., 2006). Esta etapa é muito importante para haver
2 fidelidade nos resultados, uma vez que as características de cada estrutura do modelo influencia
3 o comportamento das respostas às aplicações das forças. Uma característica de fundamental
4 importância é o comportamento dos materiais frente a uma deformação, e é justamente por tal
5 motivo que, no momento da construção de cada estrutura é imperativo que os projetos sejam
6 realizados de forma separada, de forma que haja encaixe perfeito, para posterior junção, sendo
7 possível simulações de situações muito diferentes (TONIOLLO, 2011), podendo-se prever e
8 visualizar a performance biomecânica de vários desenhos de implantes, assim como o efeito de
9 fatores clínicos nos sucessos dos mesmos, por meio de vários tipos de respostas que podem ser
10 exigidas do “software”, como por exemplo a tensão equivalente de von Mises (TEVM), que
11 representa a média das tensões em todas as direções. Entendendo-se a teoria básica, método,
12 aplicação e limitações das análises pelo MEF, o clínico ou cirurgião torna-se mais bem
13 preparado para interpretar os resultados dos estudos e explorá-los em situações clínicas (GENG;
14 TAN, LIU, 2001).

15 A transmissão de cargas e a distribuição de tensão na área de interface entre osso-
16 implante são alguns dos aspectos estudados nas análises de elementos finitos, e os fatores que
17 influenciam as transferências de carga incluem o tipo e direção das cargas, propriedades dos
18 materiais do implante e próteses, diâmetro e comprimento do implante, estrutura da superfície do
19 implante, qualidade e quantidade de osso circundante. A distribuição da tensão em prótese
20 implanto-suportadas também é estudada devido à incidência de problemas clínicos, falhas dos
21 parafusos e dos implantes, e a mudança do desenho ou mesmo no planejamento do implante
22 tende a evitar ou reduzir tais falhas, promovendo a distribuição das tensões nos componentes do
23 implante de maneira eficiente e satisfatória (TONIOLLO, 2011).

24

25 **2.6 Avaliação crítica para o desenvolvimento da prótese de disco intervertebral**

26 O desenvolvimento de uma prótese de disco intervertebral para cães deve ser pautado na
27 anatomia, fisiologia do movimento do espaço intervertebral e sobretudo, por meio de
28 comparações e avaliação de resultados dos modelos já existentes tanto na medicina veterinária
29 como na medicina humana.

30 Analisando de maneira crítica os resultados encontrados utilizando a prótese *Adamo*
31 *Spinal Disc*[®] em cães, o ponto mais importante a ser considerado é o desenvolvimento de uma
32 prótese que apresente as características positivas já desenvolvidas na medicina humana e que
33 evite as complicações já relatadas em cães.

1 A hipótese sugerida para a ocorrência de afundamento da prótese *Adamo Spinal Disc*[®], é
2 que esse fato esteja diretamente relacionado a distribuição de tensão entre a mesma e o corpo
3 vertebral, tanto pelo menor dimensionamento como pela ausência de dispositivos de fixação que
4 mantenham a estabilidade em curto e longo prazo. Para Anderson e Rouleau (2004), o
5 afundamento do implante no corpo vertebral ocorre quando o osso que recebe a prótese é
6 submetido a excesso de tensão em uma determinada região.

7 A evolução cronológica das próteses na medicina humana mostra que com o passar do
8 tempo, utilizou-se cada vez mais dispositivos em que as superfícies de contato da prótese com a
9 placa vertebral terminal fosse maior e que a mesma fosse devidamente fixada no corpo vertebral,
10 por meio do uso de parafusos, dentes ou quilhas que se encaixam na placa vertebral terminal
11 (GOFFIN et al., 2002; MUMMANENI et al., 2007; HELLER et al., 2009; MURREY et al.,
12 2009; SASSO et al., 2011; CORIC et al., 2011).

13 Com base nos resultados encontrados usando a prótese *Adamo Spinal Disc*[®] e na
14 literatura revisada com o uso de prótese de disco intervertebral na medicina humana, acredita-se
15 que uma prótese ideal seja de liga de titânio, com maior dimensionamento da superfície de
16 contato com a placa vertebral terminal e que possua parafusos como dispositivos de fixação no
17 corpo vertebral. A liga de titânio, além de possuir rigidez adequada, possui módulo de
18 elasticidade semelhante ao osso, o que reduz o risco de afudamento da mesma no corpo
19 vertebral, e permite a realização de exame de diagnóstico por imagem como TC e RM no
20 período pós-operatório. A confecção de uma placa com maior dimensionamento da superfície de
21 contato com a placa vertebral terminal e a fixação por meio de parafusos foram sugeridos com a
22 idéia de distribuir melhor a tensão entre a prótese e o osso, evitando principalmente a migração
23 da prótese e o afundamento da mesma no corpo vertebral, pois segundo Link, McAfee e Pimenta
24 (2004), a consideração mais importante na confecção de uma prótese de disco intervertebral é a
25 distribuição das forças envolvidas de forma mais uniforme possível sobre uma grande área,
26 permitindo a transmissão de forças axiais homogêneas entre as vértebras adjacentes.

27

28

29

1 3 REFERÊNCIAS

- 2
3 ACOSTA, F.L.; AMES, C.P. Cervical disc arthroplasty: general
4 introduction. **Neurosurgery Clinics of North America**, v.16, n.4, p. 603–7, 2005.
5
6 ADAMO, P.F. Cervical arthroplasty in two dogs with disk-associated cervical
7 spondylomyelopathy. **Small Animals/Exotic**, v.239, n.6, p.208-217, 2011.
8
9 ADAMO, P.F.; DA COSTA, R.C.; KROLL, R.; GIOVANNELLA, C.; PODELL, M.;
10 BROFMAN, P. Cervical disc arthroplasty using the Adamo Spinal Disc® in 30 dogs affected by
11 disc associated wobbler syndrome at single and multiple levels. **Journal of Veterinary Internal
12 Medicine**, v. 28, p. 949, 2014a.
13
14 ADAMO, P.F.; DA COSTA, R.C.; KROLL, R.; GIOVANNELLA, C.; PODELL, M.;
15 BROFMAN, P. Cervical disc arthroplasty in dogs with disc associated wobbler syndrome –
16 limitations and how to prevent possible complications. **Journal of Veterinary Internal
17 Medicine**, v. 28, p.1357, 2014b.
18
19 ADAMO, P.F.; KOBAYASHI, H.; MARKEL, M.; VANDERBY, R. JR. In vitro biomechanical
20 comparison of cervical disk arthroplasty, ventral slot procedure, and smooth pins with
21 polymethylmethacrylate fixation at treated and adjacent canine cervical motion units.
22 **Veterinary Surgery**, v. 36, n.8, p. 729-41, 2007.
23
24 ADREGA DA SILVA, C.; BERNARD, F.; BARDET, J.F. Caudal cervical arthrodesis using a
25 distractable fusion cage in a dog. **Veterinary and Comparative
26 Orthopaedics and Traumatology**, v.23, n.3, p. 209–13, 2010.
27
28 AKAGAWA, Y.; SATO, Y.; TEIXEIRA, E.R. SHINDOI, N.; WADAMOTO, M. A mimic
29 osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. **Journal of Oral
30 Rehabilitation**, v.30, n.1, p.41-45, 2003.
31
32 ALTIERI, C.; FLORES, J.; GONZALES, V.; RODRIGUES, A. Biomechanics of orthopaedic
33 fixations. Mayaguez: University of Puerpo Rico, 2003, p. 1-21.
34
35 ANDERSON, P.A.; ROULEAU, J.P. Intervertebral disc arthroplasty. **Spine**, v.29, p.2779-2786,
36 2004.
37
38 ANDERSON, D.D.; GOLDSWORTHY, J.K.; SHIVANNA, K.; GROSLAND, N.M.;
39 PEDERSEN, D.R.; THOMAS, T.P.; TOCHIGI, Y.; MARSH, T.P.; BROWN, T.D. Intra-
40 articular contact distribution at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element
41 analysis as a metric of degeneration propensity. **Biomechanics and modeling in
42 mechanobiology**, Berlin, v.5, 2-3, p. 82-9, 2006
43
44 ASSUNÇÃO, W.G.; GOMES, E.A.; BARÃO, V.A.; SOUSA, E.A. Stress analysis in simulation
45 models with or without implant representation. **The International Journal of Oral &
46 Maxillofacial Implants**, v.24, n.6, p. 1040-4, 2009
47
48 BAO, Q.; MCCULLET, G. M.; HIGHAM, P. A.; DUMBLETON, J. H.; YUAN, A. H. “The
49 artificial disc: theory, design and materials”. ELSEVIER, *Biomaterials* 17, pp. 1157-1167, 1996.

- 1 BARTOLOMEI, J.C.; THEODORE, N.; SONNTAG, V.K. Adjacent level degeneration after
2 anterior cervical fusion: a clinical review. **Neurosurgery Clinics of North America**, v.16, n.4,
3 p. 575–87, 2005.
4
- 5 BEAURAIN, J.; BERNARD, P.; DUFOUR, T.; FUENTES, J.M.; HOVORKA, I.; HUPPERT,
6 J.; STEIB, J.P.; VITAL, J.M.; AUBOURG, L.; VILA, T. Intermediate clinical and radiological
7 results of cervical TDR (Mobi-C) with up to 2 years of follow-up. **European Spine Journal**,
8 v.18, n.6, p.841-850, 2009.
9
- 10 BERGMAN, R.L.; LEVINE, J.M.; COATES, J.R.; BAHR, A.; HETTLICH, B.F.; KERWIN,
11 S.C. Cervical spinal locking plate in combination with cortical ring allograft for a one level
12 fusion in dogs with cervical spondylotic myelopathy. **Veterinary Surgery**, v.37, n.6, p. 530–6,
13 2008.
14
- 15 BERTAGNOLI, R.; DUGGAL, N.; PICKETT, G.E.; WIGFIELD, C.C.; GILL, S.S.; KARG,
16 A.; VOIGT, S. Cervical total disc replacement, part two: clinical results. **Orthopedic Clinics**
17 **of North America**, v.36, n.3, p. 355–62, 2005a.
18
- 19 BERTAGNOLI, R.; YUE, J.J.; PFEIFFER, F.; FENK-MAYER, A.; LAWRENCE,
20 J.P.; KERSHAW, T.; NANIEVA, R. Early results after ProDisc-C cervical disc replacement.
21 **Journal of Neurosurgery Spine**, v.2, n.4, p. 403– 10, 2005b.
22
- 23 BOLHMAN, H.; EMERY, S.; GOODFELLOW, D.; JONES, P.K. Robinson anterior cervical
24 discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long term follow-up of one hundred and
25 twenty-two patients. **Journal of Bone & Joint Surgery American**, v.75, n.9, p. 1298–1307,
26 1993.
27
- 28 BONO, C. M.; GARFIM, S. R. History and evolution of disc replacement. **The spine journal**,
29 v. 4, p. 145-150, 2004.
30
- 31 BROW, C.J.; WANG, C.J.; YETTRAM, A.L. PROCTER, P. Intramedullary nail with two lag
32 screws. **Clinical biomechanics**, Brisol, v.19, n.5, p.519-25, 2004
33
- 34 BRUECKER, K.A.; SEIM, H.B.; WITHROW, S.J. Clinical evaluation of three surgical methods
35 for treatment of caudal cervical spondylomyelopathy of dogs. **Veterinary Surgery**, v.18, n.3, p.
36 197–203, 1989.
37
- 38 BRUECKER, K.A.; SEIM, H.B.; BLASS, C.E. Caudal cervical spondylomyelopathy:
39 decompression by linear traction and stabilization with Steinmann pins and polymethyl
40 methacrylate. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v.25, n.6, p. 677–83,
41 1989.
42
- 43 BRYAN, V.J. Cervical motion segment replacement. **European Spine Journal**, v. 11, p. 92–97,
44 2002.
45
- 46 BURBIDGE, H.M.; PFEIFFER, D.U.; BLAIR, H.T. Canine wobbler syndrome: a study of the
47 Doberman pinscher in New Zealand. **New Zealand Veterinary Journal**, v.42, n.6, p. 221–8,
48 1994.
49

- 1 BURBIDGE, H.M.; PFEIFFER, D.U.; GUILFORD, W.G. Presence of cervical vertebral
2 malformation in Doberman puppies and the effects of diet and growth rate. **Australian**
3 **Veterinary Journal**, v.77, n.12, p. 814–8, 1999.
4
- 5 BURBIDGE, H.M. Caudal cervical malformation in the Doberman pinscher. 135p. 1999. Tese
6 (PhD) - New Zealand: Massey University; 1999. p. 121–35.
7
- 8 CHAMBERS, J.N.; OLIVER, J.E.; BJORLING, D.E. Update on ventral decompression for
9 caudal cervical disk herniation in Doberman Pinschers. **Journal of the American Animal**
10 **Hospital Association**, v.22, n.6, p. 775–8, 1986.
11
- 12 CHEN, W.P.; TAI, C.L.; SHIH, C.H.; HSIEH, P.H. LEOU, M.C.; LEE, M.S. Selection of
13 fixation devices in proximal femur rotation osteotomy: clinical complication and finite element
14 analysis. **Clinical biomechanics**, Brisol, v.19, n.3, p. 255-62, 2004.
15
- 16 CHI, J.H.; AMES, C.P.; TAY, B. General considerations for cervical arthroplasty with technique
17 for ProDisc-C. **Neurosurgery Clinics of North America**, v.16, n.4, p. 609–19, 2005.
18
- 19 CORIC, D.; NUNLEY, P.D.; GUYER, R.D.; MUSANTE, D.; CARMODY, C.N.; GORDON,
20 C.R.; LAURYSSSEN, C.; OHNMEISS, D.D.; BOLTES, M.O. Prospective, randomized,
21 multicenter study of cervical arthroplasty: 269 patients from the KineflexIC artificial disc
22 investigational device exemption study with a minimum 2-year follow-up. **Journal of**
23 **Neurosurgery Spine**, v.15, n4, p.348-358, 2011.
24
- 25 CUNHA, L.D.A.P.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.P.; PEREIRA, J.A. Evaluation of the
26 influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial
27 dentures. **Implant Dentistry**, v.17, n.3, p. 278-87, 2008.
- 28 DA COSTA, R. C. Cervical spondylomyelopathy (wobbler syndrome) in dogs. **Veterinary**
29 **Clinics of North America. Small Animal Practice**, v.40, n.5, p. 881-913, 2010a.
30
- 31 DA COSTA, R.C. Ataxia, paresis and paralysis. In: ETTINGER, S.J.; FELDMAN, E.C.
32 **Textbook of veterinary internal medicine**. 7th edition. St Louis (MO): Elsevier; 2010b. p.
33 222–5.
34
- 35 DA COSTA, R.C.; PARENT, J.M.; HOLMBERG, D.L.; SINCLAIR, D.; MONTEITH, G.
36 Outcome of medical and surgical treatment in dogs with cervical spondylomyelopathy: 104
37 cases. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.233, n.8, p.1284–1290,
38 2008.
39
- 40 DA COSTA, R.C.; PARENT, J.M.; PARTLOW, G.; DOBSON, H.; HOLMBERG,
41 D.L.; LAMARRE, J. Morphologic and morphometric magnetic resonance imaging features of
42 Doberman pinscher dogs with and without clinical signs of cervical spondylomyelopathy.
43 **American Journal of Veterinary Research**, v. 67, n.10, p. 1601–12, 2006a.
44
- 45 DA COSTA, R.C.; PARENT, J.P.; DOBSON, H.; HOLMBERG, D.; PARTLOW, G.
46 Comparison of magnetic resonance imaging and myelography in 18 Doberman pinscher dogs
47 with cervical spondylomyelopathy. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v.47, n.6, p. 523–31,
48 2006b.
49

- 1 DA COSTA, R.C. Pathogenesis of cervical spondylomyelopathy: lessons from recent years.
2 **ACVIM Forum Proceedings**. Lakewood (CO): American College of Veterinary Internal
3 Medicine; 2007. p. 318–20.
4
- 5 DA COSTA, R.C.; JOHNSON, J.A. Intervertebral and intravertebral ratios in Doberman
6 pinscher dogs with cervical spondylomyelopathy. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 53,
7 n.5, p 518–523, 2012.
8
- 9 DAI, L. Disc degeneration and cervical instability. Correlation of magnetic resonance imaging
10 with radiography. **Spine**, v.23, n.16, p. 1734–8, 1998.
11
- 12 DAMMARK, M.; SHIRAZI-ADL, A.; ZUKOR, D.J. Analysis of cementless implant using
13 interface nonlinear friction – experimental and finite element studies. **Journal of Biomechanics**,
14 New York, v.30, n.2, p. 121-9, 1997.
15
- 16 DANIELSKI, A.; VANHAESEBROUCK, A.; YEADON, R. Ventral stabilization and
17 facetectomy in a Great Dane with wobblers syndrome due to cervical spinal canal stenosis.
18 **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.25, n.4, p. 337–341, 2012.
19
- 20 DE DECKER, S.; BHATT, S.; GIELEN, I.; VAN HAM, L. Diagnosis, treatment and prognosis
21 of disc associated Wobblers syndrome in dogs. **American Journal of Veterinary Research**,
22 v.78, p.139-146, 2008.
23
- 24 DE LAHUNTA, A.; GLASS, E.N. General sensory systems: general proprioception and general
25 somatic afferent. In: DE LAHUNTA, A.; GLASS, E.N. **Veterinary neuroanatomy and clinical**
26 **neurology**. 3rd edition. St Louis (MO): Saunders; 2009. p. 221–42.
27
- 28 DE RISIO, L.; MUNANA, K.; MURRAY, M.; OLBY, N.; SHARP, N.J.; CUDDON, P. Dorsal
29 laminectomy for caudal cervical spondylomyelopathy: postoperative recovery and long-term
30 follow-up in 20 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 31, n.5, p. 418–27, 2002.
31
- 32 DELATTRE J.Y.; ARBIT E.; THALER H.T.; ROSENBLUM, M.K.; POSNER, J.B. A dose-
33 response study of dexamethasone in a model of spinal cord compression caused by epidural
34 tumor. **Journal of Neurosurgery** , v. 70, n.6, p. 920-925, 1989.
35
- 36 DENNY, H.R.; GIBBS, C.; GASKELL, C.J. Cervical spondylopathy in the dog—a review of
37 thirty-five cases. **Journal of Small Animal Practice**, v.18, n.2, p. 117–32, 1977.
38
- 39 DIANGELO, D.J.; ROBERSTON, J.T.; METCALF, N.H. Biomechanical testing of an artificial
40 cervical joint and an anterior cervical plate. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v.16,
41 n.4, p. 314–23, 2003.
42
- 43 DIANGELO, D.; ROBERTSON, J.; METCALF, N.; MCVAY, B.J.; DAVIS, R.C.
44 Biomechanical testing of an artificial cervical joint and an anterior cervical plate.
45 **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 16, n.4, p. 314–323, 2003.
46
- 47 DIXON, B.; TOMLINSON, J.; KRAUS, K. Modified distraction-stabilization techniques using
48 an interbody polymethyl methacrylate plug in dogs with caudal cervical spondylomyelopathy.
49 **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 208, n.1, p. 61–68, 1996.
50

- 1 DURBHAKULA, M.M.; GHISELLI, G. Cervical total disc replacement, part I: rationale,
2 biomechanics, and implant types. **Orthopedic Clinics of North America**, v.36, n.3, p. 349–54,
3 2005.
- 4
- 5 ECK, J.C.; HUMPHREYS, S.C.; LIM, T.H.; JEONG, S.T.; KIM, J.G.; HODGES, S.D.; AN,
6 H.S. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal
7 pressure and segmental motion. **Spine**, v. 27, n. 22, p. 2431–4, 2002.
- 8
- 9 ELLISON, G.W.; SEIM, H.B.; CLEMMONS, R.M. Distracted cervical spinal fusion for
10 management of caudal cervical spondylomyelopathy in large-breed dogs. **Journal of the**
11 **American Veterinary Medical Association**, v.193, n.4, p. 447–53, 1988.
- 12
- 13 ERRICO, T. J. Why a mechanical disc? **The spine journal**, v.4, p. 151-157, 2004.
- 14
- 15 FREEMAN, B. J. C.; DAVENPOT, J., Total disc replacement in lumbar spine: s systematic
16 review of the literature. **European Spine Journal**, v. 15, p. 439-447, 2006. Supplement 3.
- 17
- 18 GALANO H, OLBY NJ, SHARP NJ, SKEEN, T.; MUNANA, K.; EARLY, P.; SULLIVAN, S.
19 Long-term effect of cervical fusion on neurological status and vertebral canal diameter in giant
20 breed dogs with cervical stenotic myelopathy. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v.19,
21 n.3, p. 419, 2005.
- 22
- 23 GAMRADT, S. C.; WANG, J. W. Lumbar disc arthroplasty. **The spine Journal** 5, p. 95-103,
24 2005.
- 25
- 26 GEFEN, A. Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing
27 and computer-designed orthopaedic screws. **Medical & biological engineering & computing**,
Stevenage, v.40, n.3, p. 311-22, 2002.
- 28
- 29 GENG, J.; TAN, K.B.C.; LIU, G. Application of finite element analysis in implant dentistry: a
review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.85, n.6, p. 585-98, 2001.
- 30
- 31 GOEAL, V.K.; KIM, Y.E.; LIM, T.H.; WEINSTEIN, J.N. An analytical investigation of the
mechanics of spinal instrumentation. **Spine**, Hagerstown, v.13, n.9, p. 1003-11, 1988.
- 32
- 33 GOFFIN, J.; CASEY, A.; KEHR, P.; LIEBIG, K.; LIND, B.; LOGROSCINO,
34 C.; POINTILLART, V.; VAN CALENBERGH, F.; VAN LOON, J. Preliminary clinical
35 experience with the Bryan Cervical Disc Prosthesis. **Neurosurgery**, v.51, n.3, p.840-847, 2002.
- 36
- 37 GOFFIN, J.; VAN CALENBERGH, F.; VAN LOON, J.; CASEY, A.; KEHR, P.; LIEBIG,
38 K.; LIND, B.; LOGROSCINO, C.; SGRAMBIGLIA, R.; POINTILLART, V. Intermediate
39 follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis:
40 single-level and bi-level. **Spine**, v.28, n.24, p. 2673-2678, 2003.
- 41
- 42 GOFFIN J, VAN LOON J, VAN CALENBERGH F.; LIPSCOMB, B. A clinical analysis of 4-
43 and 6-year follow-up results after cervical disc replacement surgery using the Bryan Cervical
44 Disc prosthesis. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.12, n.3, p.261- 269, 2010.
- 45
- 46 GOFFIN, J. Complications of cervical disc arthroplasty. **Seminars in Spine Surgery**, v.18, p.
47 87-98, 2006.
- 48

- 1 GOFFIN, J.; GEUSENS, E.; VANTOMME, N.; QUINTENS, E.; WAERZEGGERS,
2 Y.; DEPREITERE, B.; VAN CALENBERGH, F.; VAN LOON, J. Long-term followup after
3 interbody fusion of the cervical spine. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v.17, n.2, p.
4 79–85, 2004.
- 5
6 GORING, R.L.; BEALE, B.S.; FAULKNER, R.F. The inverted cone decompression technique:
7 a surgical treatment for cervical vertebral instability “wobbler syndrome” in Doberman
8 Pinschers. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.27, n.4, p. 403–9,
9 1991.
- 10
11 GROB, D.; PORCHET, F.; KLEINSTÜCK, F.S.; LATTIG, F.; JESZENSZKY, D.; LUCA,
12 A.; MUTTER, U.; MANNION, A.F. A comparison of outcomes of cervical disc arthroplasty and
13 fusion in everyday clinical practice: surgical and methodological aspects. **European Spine**
14 **Journal**, v.19, n.2, p.297-306, 2010.
- 15
16 GUILLEE, J.; MILLER, A.; BOWEN, J.; FORLIN, E.; CARO, P.A. The natural history of
17 Klippel–Foil syndrome: clinical, roentgenographic, and magnetic resonance imaging findings at
18 adulthood. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.15, n.5, p. 617–626, 1995.
- 19
20 GUYER, R.D.; OHNMEISS, D.D. Intervertebral disc prosthesis. **Spine**, v.28, p. 15-23, 2003.
- 21
22 HEDHAMMAR, A.; WU, F.M.; KROOK, L.; SCHRYVER, H.F.; HINTZ, H.F. Overnutrition
23 and skeletal disease. An experimental study in growing Great Dane dogs. **Cornell Vet**, v.64,
24 n.2, p. 5–160, 1974.
- 25
26 HELLER, J.G.; SASSO, R.C.; PAPADOPOULOS, S.M.; ANDERSON, P.A.; FESSLER,
27 R.G.; HACKER, R.J.; CORIC, D.; CAUTHEN, J.C.; RIEW, D.K. Comparison of the Bryan
28 Cervical Disc arthroplasty with anterior cervical decompression and fusion: clinical and
29 radiographic results of a randomized, controlled, clinical trial. **Spine**, v.34, n.2, p.101-107, 2009.
- 30
31 HENDERSON, F.C.; GEDDES, J.F.; VACCARO, A.R.; WOODARD, E.; BERRY,
32 K.J.; BENZEL, E.C. Stretch-associated injury in cervical spondylotic myelopathy: new concept
33 and review. **Neurosurgery**, v.56, n.5, p. 1101–13, 2005.
- 34
35 HERSOG, W.; FEDERICO, S. Considerations on joint and articular cartilage mechanics.
36 **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, Berlin, v.5, n.2-3, p.64-81, 2006.
- 37
38 HICKS, D.G.; PITTS, M.J.; BAGLEY, R.; VASAVADA, A.; CHEN, A.V.; WININGER,
39 F.A.; SIMON, J.C. In vitro biomechanical evaluations of screw-bar-polymethylmethacrylate and
40 pin-polymethylmethacrylate internal fixation implants used to stabilize the vertebral motion unit
41 of the fourth and fifth cervical vertebrae in vertebral column specimens from dogs. **American**
42 **Journal of Veterinary Research**, v.70, n.6, p. 719–26, 2009.
- 43
44 HILLBRAUND, A.; CARLSON, G.; PALUMBO, M.; JONES, P.K.; BOHLMAN, H.H.
45 Raddiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical
46 arthrodesis. **Journal of Bone & Joint Surgery American**, v. 81, n.4, p. 519–528, 1999.
- 47
48 ICHIHARA, K.; TAGUCHI, T.; SAKURAMOTO, I.; KAWANO, S.; KAWAI, S. Mechanism
49 of the spinal cord injury and the cervical spondylotic myelopathy: new approach based on the
50 mechanical features of the spinal cord white and gray matter. **Journal of Neurosurgery**, v.99, p.
51 278–85, 2003. Supplement 3.

- 1
2 JAGGY, A.; GAILLARD, C.; LANG, J., et al. Hereditary cervical spondylopathy (wobbler
3 syndrome) in the Borzoi dog. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.4,
4 p. 453–60, 1988.
- 5
6 JEFFERY, N.D.; MCKEE, W. Surgery for disc associated wobbler syndrome in the dog—an
7 examination of the controversy. **Journal of Small Animal Practice**, v. 42, p. 574–581, 2001
8
- 9 JEFFERY, N.D. The ‘wobbler’ syndrome. In: JEFFERY, N.D. Handbook of small animal spinal
10 surgery. London: Saunders; 1995. p. 169–86.
- 11
12 JOHNSON, J.P.; LAURYSSSEN, C.; CAMBRON, H.O.; PASHMAN, R.; REGAN, J.J.;
13 ANAND, N.; BRAY, R. Sagittal alignment and the Bryan cervical artificial disc. **Neurosurgical**
14 **Focus**, v.17, n.6, p. E14, 2004.
- 15
16 JOHNSON, J.A.; DA COSTA, R.C.; ALLEN, M.J., et al. Kinematics of the cranial and caudal
17 cervical spine in large breed dogs. ACVIM Forum Proceedings. Lakewood (CO): **American**
18 **College of Veterinary Internal Medicine**, p. 338, 2010.
- 19
20 KAIGLE, A.M.; WESSBERG, P.; HANSSON, T.H. Muscular and kinematic behavior of the
21 lumbar spine during flexion-extension. **Journal of Spinal Disorders**, v.11, n.2, p. 163–74, 1998.
22
- 23 KANG, H.; PARK, P.; LA MARCA, F.; HOLLISTER, S.J.; LIN, C.Y. Analysis of load sharing
24 on uncovertebral and facet joints at the C5-C6 level with implantation of the Bryan, Prestige LP,
25 or ProfDisc-C cervical disc prosthesis: an in vivo imagebased finite element study.
26 **Neurosurgical Focus**, v.28, n.6, p. E9, 2010.
- 27
28 KLISCH, S.M. A biomodular theory for finite deformations: comparison of orthotropic second-
29 order and exponential stress constitutive equations for articular cartilage. **Biomechanics and**
30 **modeling in mechanobiology**, Berlin, v.5, n.2-3, p. 90-101, 2006.
- 31
32 KUMARESAN, S.; YOGANANDAN, N.; PINTAR, F.A.; MAIMAN, D.J.; GOEL, V.K.
33 Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical
34 investigation. **Journal of Orthopaedic Research**, v.19, n.5, p. 977–84, 2001.
- 35
36 LAZARO, B.C.; YUCESOY, K.; YUKSEL, K.Z.; KOWALCZYK, I.; RABIN, D.; FINK,
37 M.; DUGGAL, N. Effect of arthroplasty design on cervical spine kinematics: analysis of the
38 Bryan Disc, ProDisc-C, and synergy disc. **Neurosurgical Focus**, v.28, n.6, p.E6, 2010.
- 39
40 LE, H.; RHONGTRANGAN, I.; KIM, D. Historical review of cervical arthroplasty.
41 **Neurosurgical Focus**, v.17, n.3, p. 1–9, 2004.
- 42
43 LEE, K. C.; GOEL, V. K. Artificial disc prosthesis: design concepts and criteria. **The Spine**
44 **Journal**, v.4, p. 209-218, 2004.
- 45
46 LEUNG. C.; CASEY, A.T.; GOFFIN, J.; KEHR, P.; LIEBIG, K.; LIND, B.; LOGROSCINO,
47 C.; POINTILLART, V. Clinical significance of heterotopic ossification in cervical disc
48 replacement: a prospective multicenter clinical trial. **Neurosurgery**, v.57, n.4, p.759-763, 2005.
49
- 50 LEVINE, D.N. Pathogenesis of cervical spondylotic myelopathy.
51 **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v.62, n.4, p. 334–40, 1997.

- 1
2 LEWIS, D.G. Radiological assessment of the cervical spine of the Doberman with reference to
3 cervical spondylomyelopathy. **Jornal of Small Animal Practice**, v.32, n.2, p. 75–82, 1991.
4
- 5 LEWIS, M.; OLBY, N.J.; SHARP, N.J.H; EARLY, P. Long-Term Effect of Cervical Distraction
6 and Stabilization on Neurological Status and Imaging Findings in Giant Breed Dogs With
7 Cervical Stenotic Myelopathy. **Veterinary Surgery**, v.42, n.6, p. 701–709, 2013.
- 8 LIN, C.Y.; KANG, H.; ROULEAU, J.P.; HOLLISTER, S.J.; MARCA, F.L. Stress analysis of
9 the interface between cervical vertebrae end plates and the Bryan, Prestige LP, and ProDisc-C
10 cervical disc prostheses: an *in vivo* image-based finite element study. **Spine**, v.34, n.15, p. 1554-
11 1560, 2009.
12
- 13 LINK, H.D.; MCAFEE, P.C.; PIMENTA, L. Choosing a cervical disc replacement. **The Spine**
14 **Journal**, v.4, p. 294S–302S, 2004.
15
- 16 LIPSITZ, D.; LEVITSKI, R.E.; CHAUVET, A.E.; BERRY, W.L. Magnetic resonance imaging
17 features of cervical stenotic myelopathy in 21 dogs. **Veterinary Radiology and Ultrasound**,
18 v.42, n.1, p.20-7, 2001.
19
- 20 LIU, C.L.; CHEN, H.H.; CHENG, C.K.; KAO, H.C.; LO, W.H. Biomechanical evaluation of
21 new anterior spinal implant. **Clinical biomechanics**, Bristol, v.13, n.1, p. S40-5, 1998.
- 22 LOON, J.V.; GOFFIN, J. Unanticipated Outcomes After Cervical Disk Arthroplasty. **Seminars**
23 **in Spine Surgery**, v. 24, n.1, p. 20-24, 2012.
24
- 25 LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; JÚNIOR, J.L. Aplicabilidade científica
26 do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**,
27 v.11, n.2, p. 35-43, 2006.
28
- 29 LYMAN, R. Continuous dorsal laminectomy for the treatment of caudal cervical instability and
30 malformation. **ACVIM Forum Proceedings**. Lakewood (CO): American College of Veterinary
31 Internal Medicine; 1989. p. 13–6.
32
- 33 MACEDO, A.P. **Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos**
34 **do sistema de fixação vertebral**. 110p. 2009. Mestrado (Dissertação apresentada ao programa
35 de Ciências da Reabilitação) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São
36 Paulo, Área de ortopedia, traumatologia e reabilitação, Ribeirão Preto, SP.
- 37 MAIMAN, D.J.; KUMARESAN, S.; YOGANANDAN, N.; PINTAR, F.A. Biomechanical
38 effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. **Biomed Mater Engineering**, v.9,
39 n.1, p. 27-28, 1999.
- 40 MASON, T.A. Cervical vertebral instability (wobbler syndrome) in the Doberman. **Australian**
41 **Veterinary Journal**, v.53, n.9, p. 440–5, 1977.
42
- 43 MASON, T.A. Cervical vertebral instability (wobbler syndrome) in the dog. **Veterinary**
44 **Record**, v.104, n.7, p. 142–5, 1979.
45
- 46 MATSUNAGA, S.; KABYAMA, S.; YAMAMOTO, T.; YONE, K.; SAKOU,
47 T.; NAKANISHI, K. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and
48 fusion. **Spine**, v. 24, n.7, p. 670–675, 1999.

- 1
2 MCAFEE, P.C. The indications for lumbar and cervical disc replacement. **The Spine Journal**,
3 v.4, p. 177S–81S , 2004. Supplement 6.
4
- 5 MCGRORY, B.; KLASSEN, R. Arthrodesis of the cervical spine for fractures and dislocations
6 in children and adolescents. A long term follow up study. **Journal of Bone & Joint Surgery**
7 **American**, v. 76, n.11, p. 1606–1614, 1994.
8
- 9 MCKEE, W.M.; LEVELLE, R.B.; MASON, T.A. Vertebral stabilization for cervical
10 spondylopathy using a screw and washer technique. **Journal of Small Animal Practice**, v.30,
11 n.6, p. 337–42, 1989.
12
- 13 MCKEE, W.M.; SHARP, N.J. Cervical spondylopathy. In: SLATTER, D.H. Textbook of small
14 animal surgery. 3rd edition. Philadelphia: Saunders; 2003. p. 1180–93.
15
- 16 MCKEE, W.; BUTTERWORTH, S.; SCOT, H. Management of cervical spondylopathy
17 associated intervertebral disc protrusion using metal washer in 78 dogs. **Journal of Small**
18 **Animal Practice**, v. 40, n.10, p. 465–472, 1999.
19
- 20 MEHREN, C.; SUCHOMEL, P.; GROCHULLA, F.; BARSA, P.; SOURKOVA, P.; HRADIL,
21 J.; KORGE, A.; MAYER, H.M. Heterotopic ossification in total cervical artificial disc
22 replacement. **Spine**, v. 31, n.24, p.2802-2806, 2006.
23
- 24 MEHREN, C.; MAYER, H.M. Artificial cervical disc replacement – An update. **Neurology**
25 **India**, v.53, n.4, p. 440-4, 2005.
26
- 27 MELLO, G.M.R. **Efeito de elementos betagênicos na estabilidade de fases e propriedades de**
28 **ligas de titânio para implantes ortopédicos.**113p. 2004. Tese (Doutorado) – Universidade
29 Estadual de Campinas Faculdade, Campinas, SP).
30
- 31 MUHLE, C.; RESNICK, D.; AHN, J.M.; SÜDMEYER, M.; HELLER, M. In vivo changes in
32 the neuroforaminal size at flexion extension and axial rotation of the cervical spine in healthy
33 persons examined using kinematic magnetic resonance imaging. **Spine**, v.26, n.13, p. E287–93,
34 2001.
35
- 36 MUMMANENI, P.V.; BURKUS, J.K.; HAID, R.W.; TRAYNELIS, V.C.; ZDEBLICK, T.A.
37 Clinical and radiographic analysis of cervical disc arthroplasty compared with allograft fusion: a
38 randomized controlled clinical trial. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.6, n.3, p. 198–209,
39 2007.
40
- 41 MUMMANENI, P.V.; ROBINSON, J.C.; HAID, R.W. Jr. Cervical arthroplasty with the
42 PRESTIGE LP cervical disc. **Neurosurgery**, v.60, n.4, p. 310–4, 2007.
43
- 44 MUMMANENI, P.; HAID, R. The future in the care of the cervical spine: interbody fusion and
45 arthroplasty. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.1, n.2, p. 155–159, 2004
46
- 47 MURREY, D.; JANSSEN, M.; DELAMARTER, R.; GOLDSTEIN, J.; ZIGLER, J.; TAY,
48 B.; DARDEN, B. Results of the prospective, randomized, controlled multicenter food and drug
49 administration investigational device exemption study of the ProDisc-C total disc replacement
50 versus anterior discectomy and fusion for the treatment of 1-level symptomatic cervical disc
51 disease. **The Spine Journal**, v.9, n.4, p.275-286, 2009.

- 1
2 NYMAN, J.S.; HAZELWOOD, S.J.; RODRIGO, J.J.; MARTIN, R.B.; YEH, O.C. Long
3 stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: a computational bone adaptation
4 study. **Journal of Orthopaedics Research**, New York, v.22, n.1, p. 51-7, 2004.
5
6 ORR, R.D.; POSTAK, P.D.; ROSCA, M.; GREENWALD, A.S. The current state of cervical
7 and lumbar spinal disc arthroplasty. **The Journal of Bone and Joint Surgery American**, v.89,
8 p.70–5, 2007. Supplement 3.
9
10 OSKOUIAN, R.J.; WHITEHILL, R.; SAMII, A.; SHAFFREY, M.E.; JOHNSON,
11 J.P.; SHAFFREY, C.I. The future of spinal arthroplasty: a biomaterial perspective.
12 **Neurosurgical Focus**, v.17, n.3, p.E2, 2004.
13
14 PALMER, A.C.; WALLACE, M.E. Deformation of cervical vertebrae in Basset hounds.
15 **Veterinary Record**, v.80, n.14, p. 430–3, 1967.
16
17 PANJABI, M.M.; YUE, J.J.; DVORAK, J.; et al. Cervical spine kinematics and clinical
18 instability. In: PANJABI, M.M.; YUE, J.J.; DVORAK, J. The Cervical Spine Research Society.
19 The cervical spine. 4th edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 55–78.
20
21 PAPADOPOULOS, S. The Bryan cervical disc system. **Neurosurgery Clinics of North**
22 **America**, v.16, n.4, p. 629–36, 2005.
23
24 PATIL, A. A., DAK, N., “Artificial intervertebral disc”. United States patent, 1980.
25
26 PARKER, A.J.; PARK, R.D.; CUSICK, P.K. et al. Cervical vertebral instability in the dog.
27 **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.163, n.1, p. 71–4, 1973.
28
29 PHILLIPS, F.M.; GARFIN, S.R. Cervical disc replacement. **Spine**, v.30, p. S27–33, 2005.
30 Supplement 17.
31
32 PICKETT, G.E.; SEKHON, L.H.; SEARS, W.R.; DUGGAL, N. Complications with cervical
33 arthroplasty. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.4, n.2, p. 98-105, 2006.
34
35 PIMENTA, L.; MCAFEE, P.C.; CAPPUCCINO, A.; BELLERA, F.P.; LINK, H.D. Clinical
36 experience with the new artificial cervical PCM (Cervitech) disc. **The Spine Journal**, v.4, p.
37 315S-321S, 2004. Supplement 6.
38
39 PORCHET, F.; METCALF, N.H. Clinical outcomes with the Prestige II cervical
40 disc: preliminary results from a prospective randomized clinical trial. **Neurosurgical Focus**,
41 v.17, n.3, p.E6, 2004.
42
43 POSPIECH, J.; STOLKE, D.; WILKE, H.; CLAES, L.E. Intradiscal pressure recording in the
44 cervical spine. **Neurosurgery**, v.44, n.2, p. 379–385, 1999.
45
46 PUTTLITZ, C.M.; ROUSSEAU, M.A.; XU, Z.; HU, S.; TAY, B.K.; LOTZ, J.C. Intervertebral
47 disc replacement maintains cervical spine kinetics. **Spine**, v.29, n.24, p. 2809–14, 2004.
48
49 PUTTLITZ, C.M.; DIANGELO, D.J. Cervical spine arthroplasty biomechanics. **Neurosurgery**
50 **Clinics of North America**, v.16, n.4, p. 589–94, 2005.
51

- 1 QUEEN, J.P.; COUGHLAN, A.R.; MAY, C.; BENNETT, D.; PENDERIS, J. Management of
2 disc-associated wobbler syndrome with a partial slot fenestration and position screw technique.
3 **Journal of Small Animal Practice**, v.39, n.3, p. 131–6, 1998.
4
- 5 READ, R.A.; ROBINS, G.M.; CARLISLE, C.M. Caudal cervical spondylo-myelopathy
6 (wobbler syndrome) in the dog—a review of thirty cases. **Journal of Small Animal Practice**,
7 v.24, n.10, p. 605–21, 1983.
8
- 9 REID, J.D. Effects of flexion-extension movements of the head and spine upon the spinal cord
10 and nerve roots. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v.23, p. 214–21, 1960.
11
- 12 RIHN, J.A.; LAWRENCE, J.; GATES, C.; HARRIS, E.; HILIBRAND, A.S. Adjacent segment
13 disease after cervical spine fusion. **Instructional Course Lectures**, v. 58, p.747–56, 2009.
14
- 15 ROBERTSON, J.T.; PAPADOPOULOS, S.M.; TRAYNELIS, V.C. Assessment of adjacent-
16 segment disease in patients treated with cervical fusion or arthroplasty: a prospective 2 year
17 study. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.3, n.6, p. 417–423, 2005.
18
- 19 ROBERTSON, J.T.; METCALF, N.H. Long-term outcome after implantation of the Prestige I
20 disc in an end-stage indication: 4-year results from a pilot study. **Neurosurgical Focus**, v.17,
21 p.E10, 2004.
22
- 23 ROBINSON, R.; WALKER, A.; FERLIC, D. The results of anterior interbody fusion of the
24 cervical spine. **The Journal of Bone and Joint Surgery American**, v.44, p. 1569–87, 1962.
25
- 26 ROSS, E. R. S. Revision in artificial disc replacement. **The spine Journal**, v.9, n.9, p. 773-775,
27 2009.
28
- 29 ROSSMEISL, J.H. JR.; LANZ, O.I.; INZANA, K.D.; BERGMAN, R.L. A modified lateral
30 approach to the canine cervical spine: procedural description and clinical application in 16 dogs
31 with lateralized compressive myelopathy or radiculopathy. **Veterinary Surgery**, v.34, n.5, p.
32 436–44, 2005.
33
- 34 RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de
35 problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de**
36 **Odontologia de Bauru**, v.9, n. ¾, p. 97-104, 2001.
37
- 38 RUSBRIDGE, C.; WHEELER, S.; TORRINGTON, A.; PEAD, M.J.; CARMICHAEL, S.
39 Comparison of two surgical technique for the management of cervical spondylomyelopathy in
40 Dobermans. **Journal of Small Animal Practice**, v.39, n.9, p. 425–431, 1998.
41
- 42 RYU, K.S.; PARK, C.K.; JUN, S.C, HUH, H.Y. Radiological changes of the operated and
43 adjacent segments following cervical arthroplasty after a minimum 24-month follow-up:
44 comparison between the Bryan and Prodisc-C devices. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.13,
45 .3, p.299-307, 2010.
46
- 47 SANTOS, A.M. **Simulações computadorizadas de fixadores internos de coluna utilizando o**
48 **método dos elementos finitos**. 91p. 2004. (Dissertação apresentada ao programa de pós-
49 graduação interunidas em bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de
50 Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo,
51 São Carlos e Ribeirão Preto, SP).

- 1
2 SASSO, R.C.; ANDERSON, P.A.; RIEW, K.D.; HELLER, J.G. Results of cervical arthroplasty
3 compared with anterior discectomy and fusion: four-year clinical outcomes in a prospective,
4 randomized controlled trial. **The Journal of Bone and Joint Surgery American**, v.93, n.18,
5 p.1684-1692, 2011.
6
7 SASSO, R.C.; SMUCKER, J.D.; HACKER, R.J.; HELLER, J.G. Clinical outcomes of BRYAN
8 cervical disc arthroplasty: a prospective, randomized, controlled, multicenter trial with 24-month
9 follow-up. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v.20, n.7, p. 481–91, 2007.
10
11 SCHLUESSMANN, E.; AGHAYEV, E.; STAUB L.; MOULIN, P.; ZWEIG, T.; RÖDER, C.
12 SWISSspine: the case of a governmentally required HTA-registry for total disc arthroplasty:
13 results of cervical disc prostheses. **Spine**, v.35, n.24, p.1397 -1405, 2010.
14
15 SEIM, H.B. Cirurgia da coluna cervical. In: FOSSUM, T. W. **Cirurgia de pequenos Animais**.
16 3ed, São Paulo: Elsevier Mosby, 2007, p.1402-1459.
17
18 SEIM H.B.; WITHROW S.J. Pathophysiology and diagnosis of caudal cervical
19 spondylomyelopathy with emphasis on the Doberman Pinscher. **Journal of the American**
20 **Animal Hospital Association**, v. 18, p.241-251, 1982.
21
22 SEKHON, L.H.; BALL, J.R. Artificial cervical disc replacement: principles, types and
23 techniques. **Neurology India**, v.53, 4, p. 445–50, 2005.
24
25 SEKHON, L.H.; DUGGAL, N.; LYNCH, J.J.; HAID, R.W.; HELLER, J.G.; RIEW,
26 K.D.; SEEX, K.; ANDERSON, P.A. Magnetic resonance imaging clarity of the Bryan, Prodisc-
27 C, Prestige LP, and PCM cervical arthroplasty devices. **Spine**, v.32, n.6, p. 673–80, 2007.
28
29 SEKHON, L.H. Cervical arthroplasty in the management of spondylotic myelopathy: 18-month
30 results. **Neurosurgical Focus**, v.17, n.3, p.E8, 2004.
31
32 SELCER, R.R.; OLIVER, J.E. Jr. Cervical spondylopathy—wobbler syndrome in dogs. **Journal**
33 **of the American Animal Hospital Association**, v.11, n.2, p. 175–9, 1975.
34
35 SHAMIR, M.H.; CHAI, O.; LOEB, E. A method for intervertebral space distraction before
36 stabilization combined with complete ventral slot for treatment of discassociated wobbler
37 syndrome in dogs. **Veterinary Surgery**, v.37, n.2, p. 186–92, 2008.
38
39 SHARP, N.J.H.; WHEELER, S.J. Cervical spondylomyelopathy. In: SHARP, N.J.H.,
40 WHEELER, S.J. **Small Animal Spinal Disorders. Diagnosis and Surgery**. 2nd Edition, St
41 Louis, USA: Elsevier Mosby, 2005, p.211-246.
42
43 SHARP, N.J.; COFONE, M.; ROBERTSON, I.D.; DECARLO, A.; SMITH, G.K.; THRALL,
44 D.E. Computed tomography in the evaluation of caudal cervical spondylomyelopathy of the
45 Doberman Pinscher. **Veterinary Radiology and Ultrasound**, v.36, n.2, p. 100-108,1995.
46
47 SHARP, N.J.; WHEELER, S.J.; COFONE, M. Radiological evaluation of ‘wobbler’
48 syndrome—caudal cervical spondylomyelopathy. **Journal of Small Animal Practice**, v.33,
49 n.10, p. 491–9, 1992.
50

- 1 SHIMANO, A.C. Análise das propriedades geométricas e mecânicas de tíbia humana: proposta
2 de metodologia. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São
3 Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1994.
- 4 SHIRAZI-ADL, A.; PATENEUDE, O.; DAMMARK, M.; ZUKOR, D.J. Experimental and
5 finite element comparison of various fixation designs in combined loads. **Journal of**
6 **Biomechanical Engineering**, New York, v.123, n.5, p.391-5, 2001.
- 7 SIEMIONOW, K.B.; HU, X.; LIEBERMAN, I.H. The Fernstrom ball revisited, **European**
8 **Spine Journal**, v. 21, n.3, p. 443-448, 2012.
- 9
- 10 SINGH, K.; AN, H.S. Motion preservation technologies: alternatives to spinal fusion. **American**
11 **Journal of Orthopedic**, v.35, n.9, p. 411–6, 2006.
- 12
- 13 SINGH, K.; VACCARO, A.R.; ALBERT, T.J. Assessing the potential impact of total disc
14 arthroplasty on surgeon practice patterns in North America. **The Spine Journal**, v.4, p.195-201,
15 2004.
- 16
- 17 STEGAROIU, R.; WATANABE, N.; TANAKA, M.; EJIRI, S.; NOMURA, S.; MIYAKAWA,
18 O. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure.
19 **The International Journal of Prosthodontics**, v.19, n.1, p. 40-2, 2006.
- 20
- 21 SWAIM, S.F. Ventral decompression of the cervical spinal cord in the dog. **Journal of the**
22 **American Animal Hospital Association**, v.164, n.5, p. 491–5, 1974.
- 23
- 24 TAKSALI, S.; GRAUER, J. N.; VACCARO, A. R. Material considerations for the intervertebral
25 disc replacement implants. **The Spine Journal**, v.4, p. 231S-238S, 2004. Supplement 6.
- 26
- 27 TONIOLLO, M.B. **Análise qualitativa e quantitativa, pelo método dos elementos finitos**
28 **finitos, da distribuição de tensão em diferentes rebordos reabilitados com próteses**
29 **metalocerâmicas sobre implantes do tipo cone morse, de diferentes comprimentos**. 130p.
30 2011. Mestrado (Dissertação apresentada ao Programa de Reabilitação Oral) - Faculdade de
31 Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Área de Reabilitação Oral, Ribeirão
32 Preto, SP.
- 33
- 34 TOOMBS, J. P.; WATERS, D.J. Intervertebral Disc Disease. In: SLATTER, D. **Textbook of**
35 **small animal surgery**, 3rd Edition, capítulo 80, p.1193-1208, 2003.
- 36
- 37 TORRES, J.J.J.; GRAUER, J.N.; YUE, J.J. Update on cervical disc arthroplasty: where are we
38 and where are we going? **Current Reviews in Musculoskeletal Medicine**, v.1, n.2, p. 124–130,
39 2008.
- 40
- 41 TRAYNELIS, V.C. The Prestige cervical disc replacement. **The Spine Journal**, v.4, p. 310S–
42 4S, 2004. Supplement 6.
- 43
- 44 TRAYNELIS, V.C. The Prestige cervical disc. **Neurosurgery Clinics of North America**, v.16,
45 n.4, p. 621–8, 2005.
- 46
- 47 TROTTER, E.J. Cervical spine locking plate fixation for treatment of cervical spondylotic
48 myelopathy in large breed dogs. **Veterinary Surgery**, v.38, n.6, p.705-18, 2009.
- 49

1 TROTTER, E.J.; DE LAHUNTA, A.; GEARY, J.C.; BRASMER, T.H. Caudal cervical vertebral
2 malformation malarticulation in Great Danes and Doberman Pinschers. **Journal of the**
3 **American Veterinary Medical Association**, v.168, n.10, p. 917–30, 1976.

4
5 TU, T.H.; WU, J.C.; HUANG, W.C; GUO, W.Y.; WU, C.L.; SHIH, Y.H.; CHENG, H.
6 Heterotopic ossification after cervical total disc replacement: determination by CT and effects on
7 clinical outcomes. **Journal of Neurosurgery Spine**, v.14, n.4, p.457-465, 2011.

8
9 VANGUNDY, T. Canine Wobbler syndrome. part 1. Pathophysiology and diagnosis.
10 **Compendium on Continuing Education for the Practising Veterinarian**, v.11, p. 144–157,
11 1989.

12
13 VANGUNDY, T. Disc-Associated Wobbler Syndrome in the Doberman Pinscher. **Veterinary**
14 **Clinics of North America Small Animal Practice**, Philadelphia, v. 18, n.3, p 667–696, 1988

15
16 VÁZQUEZ, A.A.; LAUGE-PEDERSEN, H.; LIDGREN, L.; TAYLOR, M. Initial stability of
17 ankle arthrodesis with here-screw fixation. A finite element analysis. **Clinical biomechanics**,
18 Bristol, v.19, n7, p. 751-9, 2004

19
20 VOSS, K.; STEFFEN, F.; MONTAVON, P.M. Use of the ComPact UniLock System for ventral
21 stabilization procedures of the cervical spine: a retrospective study. **Veterinary and**
22 **Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.19, n.1, p. 21–8, 2006.

23
24 WALKER, T.L. Use of Harrington rods in caudal cervical spondylomyelopathy. In: BOJRAB,
25 M.J. Current techniques in small animal surgery. 3rd edition. Philadelphia (PA): Lea & Febiger;
26 1990. p. 584–6.

27
28 WALRAEVENS, J.; DEMAEREL, P.; SUETENS, P.; VAN CALENBERGH, F.; VAN LOON,
29 J.; VANDER SLOTEN, J.; GOFFIN, J. Longitudinal prospective long-term radiographic follow-
30 up after treatment of single-level cervical disk disease with the Bryan Cervical Disc.
31 **Neurosurgery**, v.67, n.3, p. 679- 687, 2010a.

32
33 WALRAEVENS, J.R.; LIU, B.; SLOTEN, J.V.; DEMAEREL, P.; GOFFIN, J. Postoperative
34 segmental malalignment after surgery with the Bryan cervical disc prosthesis: is it related to the
35 mechanics and design of the prosthesis? **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v.23, n.6,
36 p. 372-376, 2010b.

37
38 WALTZ, T.A. Physical factors in the production of the myelopathy of cervical spondylosis.
39 **Brain**, v.90, n.2, p. 395–404, 1967.

40
41 WANG, Y.; ZHANG, X.; XIAO, S.; LU, N.; WANG, Z.; ZHOU, M. Clinical report of cervical
42 arthroplasty in management of spondylotic myelopathy in Chinese. **Journal of Orthopaedic**
43 **Surgery**, v.13, n.1, p.1-7, 2006.

44
45 WANG, C.J.; BROWN, C.J.; YETTRAM, A.L.; PROCTER, P. Intramedullary femoral nails:
46 one ou two lag screw? A preliminary study. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v.22, n.9,
47 p. 613-24, 2000.

48
49 WEINHOFFER, S.; GUYER, R.; HERBERTM, et al. Intradiscal pressure measurements above
50 an instrumented fusion. A cadaveric study. **Spine**, v. 20, p. 526–531, 1995

- 1 WHITE, A.A. 3rd.; PANJABI, M.M. Biomechanical considerations in the surgical management
2 of cervical spondylotic myelopathy. **Spine**, v.13, n.7, p. 856–60, 1988.
3
- 4 WIGFIELD, C.C.; GILL, S.S.; NELSON, R.J.; METCALF, N.H.; ROBERTSON, J.T. The new
5 Frenchay artificial cervical joint: results from a two–year pilot study. **Spine**, v.27, p. 2446–52,
6 2002a.
7
- 8 WIGFIELD, C.; GILL, S.; NELSON, R.; LANGDON, I.; METCALF, N.; ROBERTSON,
9 17 J. Influence of an artificial cervical joint compared with fusion on adjacent-level motion in the
10 18 treatment of degenerative cervical disc disease. **Journal of Neurosurgery Spine**, v. 96, p.
11 19 17–21, 2002b.
12
- 13 WIGFIELD, C.C.; SKRZYPIEC, D.; JACKOWSKI, A.; ADAMS, MA. Internal stress
14 distribution in cervical intervertebral discs: the influence of an artificial cervical joint and
15 simulated anterior interbody fusion. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v.16, n.5, p.
16 441–9, 2003.
17
- 18 WRIGHT, F.; REST, J.R.; PALMER, A.C. Ataxia of the Great Dane caused by stenosis of the
19 cervical vertebral canal: comparison with similar conditions in the Basset Hound, Doberman
20 Pinscher, Ridgeback and the thoroughbred horse. **Veterinary Record**, v.92, n.1, p. 1–6, 1973.
21
- 22 XU, J.X.; ZHANG, Y.Z.; SHEN, Y.; DING, W.Y. Effect of modified techniques in Bryan
23 cervical disc arthroplasty. **Spine**, v.34, p.1012-1017, 2009.
24
- 25 YI, S.; KIM, K.N.; YANG, M.S.; YANG, J.W.; KIM, H.; HA, Y.; YOON, D.H.; SHIN, H.C.
26 Difference in occurrence of heterotopic ossification according to prosthesis type in the cervical
27 artificial disc replacement. **Spine**, v.35, n.16, p.1556-1561, 2010.
28
- 29 ZURITA M.; VAQUERO J.; OYA S.; MORALES, C. Effects of dexamethasone on apoptosis
30 related cell death after spinal cord injury. **Journal of Neurosurgery**, v. 96, p.83–89, 2002.
31
- 32
- 33
- 34
- 35
- 36
- 37

1 4 OBJETIVOS

2

3 4.1 Objetivo geral

4 Desenvolver uma prótese de disco intervertebral cervical de liga de titânio por meio do
5 “design” gráfico para cães com EMC e avaliar de forma qualitativa e quantitativa as principais
6 tensões envolvidas no sistema prótese - corpo vertebral, utilizando-se o método de elementos
7 finitos.

8

9 4.2 Objetivos específicos

10 Após a aplicação de forças de flexão lateral, flexão ventral e extensão:

- 11 • Avaliar a distribuição de tensões nas placas, parafusos e corpos vertebrais
12 utilizando a prótese de disco intervertebral de liga de titânio desenvolvida;
- 13 • Avaliar a distribuição de tensões na prótese e corpos vertebrais utilizando o
14 *Adamo Spinal Disc*[®];
- 15 • Comparar as tensões geradas nas placas, parafusos e corpos vertebrais utilizando
16 a prótese cervical desenvolvida, com as tensões geradas nos componentes prótese
17 - corpos vertebrais utilizando o *Adamo Spinal Disc*[®].

18

19

20

21

22

5 ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

* Artigo editado de acordo com a norma de publicação do periódico *Veterinary Surgery* disponível em: [http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/\(ISSN\)1532-950X/homepage/ForAuthors.html](http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/(ISSN)1532-950X/homepage/ForAuthors.html). Exceto para margens, espaçamento, citações, quantidade de figuras e tabelas, e idioma que foram modificados para facilitar a leitura e correções posteriores.

Desenvolvimento de uma prótese de disco intervertebral cervical em cães

PAULO V. T. MARINHO¹, DMV, ANA P. MACEDO², PhD, CLAUDIO P. SAMPAIO³, Msc, ANTÔNIO C. SHIMANO⁴, PhD; CAROLINA C. ZANI¹, DMV, MÔNICA V. BAHR ARIAS¹, PhD

¹Departamento de Clínicas Veterinárias, Hospital Veterinário, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Paraná, Brasil, ²Departamento de Materiais Dentários e Prótese. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil, ³Departamento de Design, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Paraná, Brasil, e ⁴ Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

Objetivo - Desenvolver uma prótese de disco intervertebral modificada, avaliar e comparar as principais tensões no sistema prótese - corpo vertebral com o sistema *Adamo Spinal Disc*[®].

Design do estudo – Design “thinking” e método de elementos finitos (MEF).

Amostra populacional – Dezesseis colunas cervicais (C3-T1) de cadáveres de cães pesando entre 25-35 Kg.

Métodos – A mensuração da largura, altura, comprimento e angulação das superfícies ventrais e placas terminais dos corpos vertebrais de C5-C6 das colunas cervicais coletadas foram realizadas a fim de se obter o tamanho médio da prótese a ser desenvolvida. A prótese foi desenvolvida no programa Rhinoceros[®] e utilizou-se prototipagem após impressão em 3D para definição do melhor “design” e mensurações do implante. A análise por meio do MEF foi realizada no programa AnsysWorkbench[®]. Para comparar a prótese desenvolvida com a já existente no mercado, foram compostos dois grupos experimentais representados por: prótese de disco cervical constituída de liga de titânio (grupo I - GI) e a prótese *Adamo Spinal Disc*[®] (grupo II - GII). As tensões nas superfícies dos corpos vertebrais e prótese (parte cranial – P1; parte caudal – P2 e parafusos) foram avaliadas após a aplicação de forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral. As forças foram aplicadas com as vértebras posicionadas de duas formas: neutra (para ambos os grupos) e pré-posicionada (flexão e extensão máximas apenas para o GI).

Resultados – Com as vértebras posicionadas de forma neutra, tanto para o GI como para o GII, observou-se que as tensões totais médias geradas no corpo vertebral, em P1 e P2 foram respectivamente 51,7%, 72,7% e 57,1% maiores no GII do que em GI. Com as vértebras posicionadas de forma neutra para o GII e pré-posicionada para o GI, observou-se que as tensões totais médias geradas no corpo vertebral, em P1 e P2 foram respectivamente 119,9%, 123,6% e 105,4% maiores em GII que em GI.

Conclusões – A prótese desenvolvida (GI) apresentou “design” adequado e bom encaixe no espaço intervertebral entre C5 e C6, e as tensões totais médias geradas no osso e prótese foram maiores em GII quando comparado com o GI. O estudo permitiu desenvolver uma prótese que apresenta distribuição mais homogênea das tensões no corpo vertebral e que possivelmente evita o afundamento da mesma e consequente redução da distração e mobilidade intervertebral como ocorre na prótese *Adamo Spinal Disc*[®] (GII).

1 INTRODUÇÃO

2 A espondilomielopatia cervical (EMC) ou síndrome de Wobbler é uma doença que afeta
3 várias estruturas da coluna vertebral cervical de cães de raças grandes e gigantes, havendo como
4 consequência a compressão estática e dinâmica da medula espinhal cervical, raízes nervosas, ou
5 ambas, levando a diversos graus de déficits neurológicos e dor cervical (DA COSTA, 2010). Os
6 cães afetados apresentam estenose do canal vertebral, causada por doença do disco
7 intervertebral, em geral nos discos cervicais caudais, ou estenose associada à má-formação
8 óssea, provavelmente de origem congênita (DA COSTA, 2010; SEIM; WITHROW, 1982).

9 Diferentes procedimentos cirúrgicos foram propostos para o tratamento da EMC, sendo a
10 porcentagem de sucesso com todas as técnicas em torno de 80% (SHARP; WHEELER, 2005;
11 SEIM, 2002; DA COSTA, 2010). O grande número de técnicas descritas reflete a dificuldade do
12 tratamento da EMC (DE DECKER et al., 2008).

13 Na compressão disco-associada, a maioria das técnicas cirúrgicas se fundamenta no
14 conceito de lesão estática ou dinâmica visualizadas na mielografia ou ressonância magnética
15 (RM), no entanto, o resultado das diversas cirurgias é bastante semelhante. Geralmente as
16 compressões ventrais estáticas são tratadas com “slot” ventral e as compressões dinâmicas com o
17 uso de técnicas de distração-estabilização vertebral associadas ou não ao “slot” (SHARP;
18 WHEELER, 2005).

19 Recentemente, na medicina veterinária, foi proposta uma técnica cirúrgica com o
20 objetivo de manter a distração e a preservação da mobilidade, utilizando uma prótese para
21 substituir o disco intervertebral (ADAMO, et al., 2007; DA COSTA, 2010; ADAMO, 2011;
22 ADAMO et al., 2014a; ADAMO et al., 2014b). Esta técnica já vem sendo aplicada em humanos
23 com mielopatia cervical e apresenta vantagens sobre as técnicas de descompressão ventral e
24 distração-fusão. Esta última pode levar a alterações biomecânicas dos segmentos vertebrais
25 adjacentes, aumentando o risco de lesão do tipo “dominó”, com consequente degeneração dos
26 discos intervertebrais imediatamente craniais e caudais ao ponto acometido pela afecção (RIHN,
27 2009), pois a perda de movimento ao nível das vértebras fusionadas é compensada por um
28 aumento do movimento e na pressão intradiscal nos espaços adjacentes (WEINHOFFER et al.,
29 1995; MATSUNAGA, 1999; POSPIECH et al., 1999; ECK et al., 2002; DIANGELO et al.,
30 2003).

31 Foi constatado em estudos biomecânicos que a artroplastia do disco permite a restauração
32 da cinemática e da transferência de carga em níveis adjacentes, quando comparada com a técnica
33 de fusão vertebral (DIANGELO et al., 2003), e após a artroplastia os perfis de estresse nos
34 discos adjacentes foram semelhantes aos dos espaços intervertebrais das colunas vertebrais

1 normais, com tensões reduzidas no nível dos espaços intervertebrais adjacentes, quando
2 comparado com as simulações realizadas nas colunas vertebrais tratadas com a técnica de fusão
3 vertebral (WIGFIELD et al., 2003).

4 Existem poucos estudos sobre a artroplastia do disco intervertebral em cães e existe
5 apenas um grupo de pesquisadores utilizando o sistema *Adamo Spinal Disc*[®] em cães (ADAMO
6 et al., 2007; ADAMO, 2011; ADAMO et al., 2014a; ADAMO, 2014b), e que publicou o
7 primeiro artigo em 2007, com a descrição da prótese e de um estudo biomecânico. A prótese foi
8 desenvolvida e manufaturada pela Universidade de Wisconsin, Madison, sendo constituída por
9 duas placas de aço inoxidável finas, com uma superfície de apoio de metal – metal e capacidade
10 de movimentação em todas as direções (ADAMO et al., 2007).

11 Os resultados dos estudos biomecânicos foram realizados avaliando-se a unidade
12 vertebral motora tratada e os espaços intervertebrais adjacentes, constatando-se deslocamento
13 similar na compressão axial e torção quando comparado com as vértebras cervicais intactas, no
14 entanto, observou-se redução do movimento na flexão lateral e flexão-extensão comparando-se
15 com as vértebras intactas. Essa redução significativa do movimento no espaço intervertebral
16 tratado durante a flexão-extensão afetou os espaços intervertebrais cranial e caudal à artroplastia,
17 com redução significativa do movimento da unidade vertebral adjacente caudal (ADAMO et al.,
18 2007).

19 Os primeiros relatos do uso clínico da *Adamo Spinal Disc*[®] foram publicados por Adamo
20 (2011), e a prótese foi utilizada com sucesso em dois cães com espondilomielopatia cervical
21 disco associada. Com o passar do tempo, a prótese foi modificada e uma segunda geração foi
22 idealizada, com superfície de contato metal-PEEK (PolyEther Ether Ketone), para reduzir a
23 fricção e o atrito e prevenir a liberação de debris metálicos. Houve ainda modificação nas
24 dimensões com redução na espessura e alteração do dispositivo de aplicação, que foi
25 desenvolvido especificamente para a inserção da prótese no espaço intervertebral. Um trabalho
26 sobre o uso da *Adamo Spinal Disc*[®] em 30 cães afetados com EMC utilizando tanto a primeira
27 como a segunda geração das próteses descritas acima foi publicado (ADAMO et al., 2014a). Os
28 cães apresentavam EMC disco-associada há mais de dois meses, diagnosticados por meio de RM
29 e mielotomografia, sendo que dezoito cães foram tratados para uma lesão simples, dez para lesão
30 dupla e dois para lesão tripla. Em todos os cães foram realizadas avaliações neurológicas e por
31 radiografias no pós-operatório imediato e seriadas. Todos os cães recuperaram-se bem,
32 observando-se um bom grau de distração entre os corpos vertebrais no pós-operatório imediato,
33 porém, na maioria dos cães a quantidade da distração e a mobilidade nos espaços intervertebrais
34 reduziram-se com o passar do tempo, quando comparado ao pós-operatório imediato, porém, a

1 perda da distração, exceto para um cão, e a redução da mobilidade não pareceram ser
2 clinicamente significativos. Vinte e nove cães apresentaram melhora do *status* neurológico
3 durante o período de observação (ADAMO et al., 2014a).

4 Em um estudo realizado pelo mesmo grupo de pesquisadores, foram avaliadas as
5 limitações e as complicações do uso do *Adamo Spinal Disc*[®] em 33 cães com EMC disco-
6 associada, e as complicações descritas foram fratura compressiva com deslocamento ventral do
7 implante em um cão, afundamento imediato da prótese no corpo vertebral após drilagem
8 excessiva da placa terminal em um cão, fissura vertebral durante a distração vertebral em dois
9 cães, afundamento tardio da prótese no corpo vertebral em sete espaços intervertebrais afetados
10 dentre 50 que foram operados (14% dos espaços afetados), e ausência de retorno à deambulação
11 em dois de três cães que apresentavam-se com tetraparesia não ambulatória (ADAMO, 2014b).

12 Objetivou-se desenvolver uma prótese de disco intervertebral modificada, avaliar e
13 comparar as principais tensões no sistema prótese - corpo vertebral com o sistema *Adamo Spinal*
14 *Disc*[®] utilizando o método de elementos finitos.

15

16 MATERIAL E MÉTODOS

17 O experimento foi dividido em duas etapas: desenvolvimento da prótese e a análise por
18 meio do método de elementos finitos.

19

20 Desenvolvimento da prótese

21

22 *Espécimes e ambiente de experimentação*

23 Foram utilizadas 16 (dezesesseis) colunas cervicais (C3-T1), que foram coletadas de
24 cadáveres caninos maduros (25-35 kg) provenientes do Hospital Veterinário, que vieram a óbito
25 por condições não relacionadas ao estudo. As colunas foram radiografadas nas projeções lateral
26 (LL) e ventro-dorsal (VD), a fim de excluir qualquer espécime com anormalidade anatômica.
27 Ato contínuo removeu-se a pele e musculatura adjacente e a seguir as peças foram
28 acondicionadas individualmente em saco plástico e armazenadas a -20°C. As colunas foram
29 alocadas aleatoriamente em dois grupos. O Grupo 1 foi representado por oito colunas cervicais
30 que foram seccionadas no plano sagital para a mensuração do comprimento, altura dos corpos
31 vertebrais de C5-C6 e angulação entre as superfícies ventrais e placas terminais dos corpos
32 vertebrais de C5-C6 e o Grupo 2 pelas demais colunas que foram seccionadas no eixo

1 transversal ao nível do espaço intervertebral para avaliação da largura e altura dos corpos
2 vertebrais de C5-C6.

3 Todos os procedimentos foram aprovados pela Comissão de Ética no Uso de Animais
4 (CEUA) da UEL, sob o protocolo nº 155/2013.

5

6 *Mensuração dos corpos vertebrais*

7 A mensuração da largura, altura, comprimento e angulação entre as superfícies ventrais e
8 placas terminais dos corpos vertebrais de C5-C6 das colunas cervicais coletadas foram realizadas
9 a fim de se obter o tamanho médio da prótese a ser desenvolvida.

10 Para a avaliação da largura e altura da prótese, foram realizadas mensurações no nível do
11 espaço intervertebral das vértebras do Grupo 2 entre C5 e C6. Já para avaliação do comprimento
12 da prótese no eixo horizontal foram realizadas mensurações da metade do comprimento dos
13 corpos vertebrais do Grupo 1, tanto para C5 como C6. Todas as mensurações foram realizadas
14 mediante paquimetria do eixo vertical e horizontal, e a média final estabelecida por cada medida
15 foi utilizada para o dimensionamento da prótese. Para avaliação do ângulo que representa a
16 porção caudo-ventral do corpo vertebral de C5 e a porção crânio-ventral do corpo vertebral de
17 C6, as imagens em corte sagital das colunas foram utilizadas e mensuraram-se os ângulos entre a
18 linha paralela ao eixo vertical do disco intervertebral e a linha paralela ao eixo horizontal ventral
19 do corpo vertebral. O mesmo procedimento foi realizado para o corpo vertebral de C5 e C6.
20 Todas as mensurações foram realizadas com goniômetro, e a média final estabelecida por cada
21 ângulo foi utilizada para a confecção da prótese (Fig 1).

22

23 *Design da prótese*

24 Após a realização das medidas e com base no formato das vértebras, foram
25 confeccionadas próteses utilizando-se o programa Rhinoceros[®] (Robert McNeel & Associates,
26 Seattle, WA 98103 USA), um software de modelagem utilizado para *design* de produtos. A
27 seguir foi realizada a impressão em 3D dos modelos em tamanho real com a impressora 3D
28 *RapMan 3.2* da *3DSystems* com tecnologia FFM (*fused filament fabrication*), e software de
29 gerenciamento *Axon2*, com uso de filamento ABS 3mm, material de plástico reciclável.

30 Após a impressão, a prótese foi testada nos espaços intervertebrais cervicais C5-C6 de
31 todas as vértebras do Grupo 2 (Fig 2) e após cada teste, as limitações e dificuldades inerentes à
32 implantação da prótese foram anotadas e procedeu-se o desenvolvimento da geração seguinte,
33 em um total de quatro gerações.

1 A quarta geração apresentou dimensionamento e modelo adequados que permitiu boa
2 implantação nas vértebras após as impressões em 3D.

3 O dimensionamento utilizado para a confecção da prótese *Adamo Spinal Disc*[®] foi o
4 recomendado por Adamo (2011).

6 **Análise por meio do método de elementos finitos**

7 *Grupos experimentais*

9 Foram compostos dois grupos experimentais os quais foram representados por:

11 Grupo I (GI): prótese de disco cervical constituída de liga de titânio, denominada
12 *PVTM Cervical Disc* (Fig 3A);

13 Grupo II (GII): *Adamo Spinal Disc*[®] (Fig 3B).

15 As tensões individuais das estruturas que representavam o GI foram avaliadas em dois
16 posicionamentos: neutro e pré-posicionado. Para o GII, a avaliação ocorreu apenas com o
17 sistema na posição neutra, pelo fato da prótese não ser fixada aos corpos vertebrais. No sistema
18 neutro os corpos vertebrais de C5 e C6 permaneceram no mesmo plano em linha reta, e nesse
19 posicionamento aplicou-se as forças. Já no sistema pré-posicionado, as vértebras foram mantidas
20 sobre flexão lateral e ventral, e extensão máxima, com posterior aplicação das forças.

21 A avaliação das tensões individuais tanto na posição neutra como no sistema pré-
22 posicionado foi realizada após a aplicação de forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral.
23 Para o GI avaliou-se a influência das forças aplicadas nos corpos vertebrais, na prótese em sua
24 parte cranial (P1), e na parte caudal (P2) e nos parafusos. No GII, avaliou-se a influência das
25 forças aplicadas nos corpos vertebrais, e na prótese em sua parte cranial (P1) e caudal (P2)
26 (Tabela 1).

27 A análise pelo MEF foi composta pelas seguintes etapas: pré-processo, solução do
28 modelo e pós-processo.

30 *Pré-processo*

31 Esta etapa permitiu a definição dos diversos fatores para análise. O pré-processo iniciou-
32 se pelo desenvolvimento dos modelos de elementos finitos e posterior caracterização dos
33 materiais.

1 No primeiro passo definiu-se a geometria da estrutura a ser analisada. A reprodução
2 gráfica dos modelos de todos os elementos protéticos necessários para este estudo, assim como o
3 corpo vertebral, foi realizada por meio do programa Rhinoceros[®]. Os modelos desenhados foram
4 exportados para o programa AnsysWorkbench[®] 10.0 (Swanson, Analysis Systems, Inc.,
5 Houston, USA), no qual as simulações pelo método dos elementos finitos foram realizadas. Por
6 intermédio deste programa foi gerada a malha de elementos finitos (Figuras 4 e 5) e também
7 foram definidas todas as propriedades físicas e mecânicas específicas de cada estrutura
8 envolvida nas simulações (módulo de elasticidade/ Young e coeficiente de Poisson) (Tabela 2).

9 As propriedades mecânicas módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais
10 foram informadas ao programa. Todos os materiais foram considerados homogêneos e
11 isotrópicos. Caracterizou-se, portanto, cada elemento do conjunto informando ao programa de
12 que material ele era constituído.

13 Após a caracterização dos elementos, foram definidos: a carga aplicada; as condições de
14 contorno (pontos de fixação e restrições de movimentos dos modelos) e o tipo de contato entre
15 os volumes.

17 *Solução do modelo*

18 Após a determinação de todas as propriedades, as cargas foram aplicadas e os resultados
19 foram analisados.

20 O carregamento de forças foi realizado nas porções crânio-lateral, crânio-dorsal e crânio-
21 ventral do corpo vertebral cranial. Foi utilizada força de 50N em cada região. As análises foram
22 realizadas com o sistema em posição neutra (Fig 6) e pré-posicionado para o GI e apenas na
23 posição neutra para o GII.

24 Nesse ponto utilizou-se a ferramenta *solver* e aguardou-se a solução da simulação. O
25 tempo médio de cada simulação foi de 3 horas.

27 *Pós-processo*

28 Foram realizadas leituras da tensão equivalente de von-Mises (TEVM) em megapascal
29 (MPa) ao longo das estruturas avaliadas, a qual representa a média das tensões em todas as
30 direções, nos diferentes grupos. A visualização dos resultados foi feita por uma escala de cores,
31 em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas
32 estruturas. Desta forma, pôde-se detectar como ocorreu o deslocamento da estrutura estudada, o
33 tipo de movimento realizado por esta, qual região se deslocou em maior magnitude, ou como as

1 tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas [corpo vertebral, partes cranial e caudal (P1
2 e P2) e parafusos] nas três direções do espaço (X, Y e Z).

3 Nos corpos vertebrais utilizaram-se quatro superfícies, nos parafusos duas, na prótese
4 desenvolvida (GI) oito (quatro na P1 e quatro na P2) e na *Adamo Spinal Disc*[®] quatro (duas na
5 P1 e duas na P2) (Tabela 3), sendo que a escolha de mais superfícies na prótese desenvolvida
6 (GI) decorre dela apresentar contato com a região intervertebral e com a região ventral da
7 vértebra. Foi calculado o valor médio das leituras de forma a se determinar a tensão média
8 gerada em cada estrutura durante o ensaio.

9

10 **RESULTADOS**

11 Os resultados estão especificados separadamente em: desenvolvimento e design da
12 prótese e análise por meio do método de elementos finitos.

13

14 *Desenvolvimento e design da prótese*

15 Para todas as gerações das próteses utilizaram-se os termos parte cranial (P1) e caudal
16 (P2) para designar a porção da prótese que fica acoplada no corpo vertebral de C5 e C6,
17 respectivamente.

18 A primeira geração da prótese (Fig 7A) foi desenvolvida de modo que a mesma se
19 assemelhasse ao disco intervertebral. Ela possuía um dispositivo côncavo em P1 e um outro
20 convexo em P2, formando uma articulação semelhante ao *Adamo Spinal Disc*[®], porém, com um
21 maior dimensionamento para permitir maior mobilidade intervertebral. Além disso, outro ponto
22 específico foi a criação de estruturas pontiagudas nas superfícies que iriam ficar em contato com
23 as placas vertebrais terminais, a fim de evitar a migração da prótese. Esse dispositivo não chegou
24 a ser testado nas colunas cervicais, pois a ausência de fixação adicional poderia predispor à
25 soltura do implante, sendo então modificada, para que fosse mais alongada, semelhante a uma
26 placa, para poder ser fixada com parafusos bloqueados (Fig 7B), de modo que houvesse dois
27 pontos de fixação no corpo vertebral. Essa foi a segunda geração, em que as placas foram
28 anguladas em relação ao formato dos corpos vertebrais cranial (C5) e caudal (C6), permitindo
29 boa fixação aos corpos vertebrais, porém, sem bom encaixe no espaço intervertebral devido ao
30 formato retilíneo das superfícies que entravam em contato com as placas vertebrais terminais
31 cranial e caudal das vértebras. Com o intuito de resolver esse problema, uma terceira geração foi
32 desenvolvida com uma pequena alteração nas superfícies que entram em contato com as placas
33 vertebrais terminais cranial e caudal, as quais eram retilíneas e passaram a ser convexa e côncava
34 para P1 e P2 respectivamente (Fig 7C).

1 Quando comparado à coluna vertebral no momento do teste no espaço intervertebral, P2,
2 que possui a superfície côncava, apresentou conformação inapropriada em relação à placa
3 terminal do corpo vertebral caudal, dificultando assim a fixação e comprometendo a estabilidade
4 do implante. Após esse impasse, o corpo vertebral foi novamente avaliado e observou-se uma
5 pequena concavidade central. Desenvolveu-se então a quarta geração, que possui superfície
6 articular de contato reduzida de tamanho, modificação das superfícies que entravam em contato
7 com as placas vertebrais terminais, apresentando uma proeminência convexa (Fig 8) e com
8 adição de nervuras, com o intuito de fortalecer a estrutura.

9 A versão final da prótese *PVTM Cervical Disc* apresenta uma parte cranial (P1) e uma
10 parte caudal (P2) que se encaixam por superfícies de metal-metal com capacidade de
11 movimentação nas direções lateral, ventral e dorsal. Cada parte da prótese é angulada em duas
12 porções, a vertical que fica no espaço intervertebral e a horizontal que fica em contato com a
13 superfície ventral dos corpos vertebrais. Para P1 tem-se a placa vertical cranial inclinada e a
14 placa horizontal cranial, já para P2 tem-se a placa vertical caudal inclinada e a placa horizontal
15 caudal. As placas de P1 foram anguladas em 71° e as placas de P2 em 110°, para se encaixarem
16 perfeitamente em cada corpo vertebral. Na região da angulação, a prótese possui um suporte de
17 apoio (nervura), a fim de aumentar a resistência do implante, e as placas ventrais cranial e caudal
18 que ficam em contato com a superfície ventral do corpo vertebral possuem dois orifícios
19 rosqueados para fixação com parafusos monocorticais bloqueados de 2,7 mm de diâmetro. A
20 superfície da prótese que fica em contato com o corpo vertebral cranial e caudal é levemente
21 convexa, obedecendo à anatomia das vértebras. Quando o desenho da prótese foi transferido
22 para o programa AnsysWorkbench® para realização da análise pelo MEF, utilizou-se liga de
23 titânio como o material constituinte da prótese constatando-se que a mesma possui mobilidade
24 de 12° na extensão, 25° de flexão lateral e 18° na flexão ventral. O dimensionamento da prótese
25 está representado na Fig 8.

27 *Análise através do MEF*

28 A avaliação inicialmente foi feita comparando as TEVM dentro do próprio grupo e em
29 seguida foi feita comparação entre os grupos experimentais (GI e GII).

31 *Comparações dentro do próprio grupo*

32 No GI, as leituras das tensões geradas no osso, P1, P2 e nos parafusos e suas médias no
33 sistema neutro estão na Tabela 4. As tensões médias geradas em P2 foram 9,9% maiores que em

1 P1, 4,9% maiores que nos parafusos e 7.624,9% maiores que no corpo vertebral. O corpo
2 vertebral recebeu tensão muito inferior quanto comparado com a prótese.

3 No GI, as leituras das tensões geradas no osso, P1, P2 e nos parafusos e suas médias no
4 sistema pré-posicionado estão na Tabela 5. As tensões médias geradas em P2 foram 8,2%
5 maiores que em P1, 12,36% maiores que nos parafusos e 8.464% maiores que no corpo
6 vertebral. O corpo vertebral recebeu tensão muito inferior quando comparado com a prótese. De
7 modo geral, no GI, as tensões geradas no sistema neutro foram superiores às do sistema pré-
8 posicionado.

9 No GII, as leituras das tensões geradas no osso, P1 e P2 e suas médias no sistema neutro
10 estão na Tabela 6. As tensões médias geradas em P1 foram semelhantes às geradas em P2.
11 Ambas as tensões (P1 e P2) foram 7.883,2% maiores que no corpo vertebral.

12

13 *Comparações entre os grupos*

14 As tensões médias equivalentes de von-Mises (MPa) nas superfícies do osso, P1, P2 e
15 parafusos em relação aos grupos estudados no sistema neutro e pré-posicionado estão
16 representados na fig 9.

17 Comparando-se as tensões com as vértebras posicionadas de forma neutra, observou-se
18 que as tensões totais médias geradas foram 51,7%, 72,7% e 57,1% maiores no GII que em GI, no
19 corpo vertebral, P1 e P2, respectivamente. Comparando-se as tensões nas formas neutra (GII) e
20 pré-posicionada (GI), as tensões totais médias geradas foram 119,9%, 123,6% e 105,4% maiores
21 em GII que em GI, no corpo vertebral, P1 e P2, respectivamente.

22 Observou-se a maior concentração de tensão de forma geral em todas as superfícies dos
23 corpos vertebrais no GII. Nesse grupo, as superfícies que receberam maior tensão foram a
24 cranial de C6 e caudal de C5 (Fig 10). A avaliação individual sobre as superfícies de P1
25 demonstrou que no GI e GII, a superfície caudal da placa vertical recebeu maior tensão quando
26 comparado com as demais superfícies (Fig 11A e B). Para P2, na maioria dos testes a superfície
27 cranial da placa vertical sofreu maior tensão de forma geral e essa tensão foi focalizada
28 especificamente na superfície articular côncava, que fica em total contato com P1 (Fig 11C e D).

29 No sistema pré-posicionado (GI), a tensão não foi focalizada apenas nas superfícies
30 articulares. Durante a extensão, flexão lateral e flexão ventral, houve incremento de tensão nos
31 bordos dorsal, lateral e ventral, respectivamente, da superfície caudal da placa vertical de P1 e na
32 superfície cranial da placa vertical de P2 (Fig 12).

33 A avaliação das tensões equivalentes de von-Mises nas superfícies dos parafusos foram
34 avaliadas especificamente para o GI. Realizando-se a comparação entres os sistemas neutro e

1 pré-posicionado, é possível observar que as tensões em ambos os sistemas foram superiores na
2 porção cranial dos parafusos (Fig 13A e B).

3 De modo geral, as tensões totais médias geradas no osso, P1 e P2 são superiores no GII
4 quando comparado com o GI. Comparando-se os sistemas neutro e pré-posicionado, é possível
5 observar que as tensões são maiores no sistema neutro em relação ao pré-posicionado (Tabela 7
6 e 8).

7

8 **DISCUSSÃO**

9 *Desenvolvimento e design da prótese*

10 O design da prótese *PVTM Cervical Disc* com o uso do programa Rhinoceros[®] e
11 impressão em 3D foi fundamental. A sua modelagem contornando as superfícies ósseas permitiu
12 um encaixe adequado entre o implante e o osso, o que facilitou a sua implantação e fixação nos
13 corpos vertebrais. No momento do desenvolvimento da prótese, a utilização da impressão 3D e a
14 prototipagem apresentaram-se como uma ferramenta de extrema importância, facilitando de
15 maneira significativa a confecção final da mesma. O uso da prototipagem permitiu o
16 desenvolvimento de várias gerações de próteses que foram sequencialmente testadas nos espaços
17 intervertebrais, até a confecção do modelo final, possibilitando testar o dimensionamento e o
18 encaixe da prótese no espaço intervertebral estudado, assim como verificar os pontos que
19 precisavam ser melhorados e corrigidos no tocante ao *design* da prótese. Segundo Hespel et al.
20 (2014), a tecnologia de impressão 3D tem sido um ferramenta poderosa na medicina veterinária
21 por facilitar o planejamento cirúrgico, melhorar o ensino dos alunos e promover a pesquisa.

22 Três materiais são comumente usados para artroplastia: titânio e ligas à base de titânio,
23 aço inoxidável e cobalto. No presente estudo foi escolhido a liga de titânio porque as
24 propriedades mecânicas das ligas de aço inoxidável são inferiores às ligas de titânio. O aço
25 inoxidável é semelhantemente biocompatível e menos dispendioso para fabricar, porém tem
26 elevado módulo de elasticidade, o que pode estar relacionado com o afundamento da prótese
27 (ALTIERI et al., 2003). Os implantes de aço inoxidável causam artefatos de imagem
28 significativo na tomografia computadorizada ou RM, sendo inadequados para o
29 acompanhamento em estudos utilizando esses métodos de imagem avançados (SEKHON;
30 BALL, 2005; LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004; ADAMO et al., 2007). O titânio é outro
31 material biocompatível que muitas vezes é considerado, uma vez que tem um módulo de
32 elasticidade mais semelhante ao osso e permite o estudo pós-operatório imediato e futuro por
33 meio de RM sem problemas de distorção das imagens (PHILLIPS; GARFIN, 2005; SEKHON et

1 al., 2007); no entanto, é mais suscetível ao desgaste (PHILLIPS; GARFIN, 2005). O titânio puro
2 exibe aspectos interessantes como boa resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade,
3 porém, o seu uso puro limita-se a aplicações nas quais as solicitações mecânicas não são
4 elevadas, e ao exigir-se níveis elevados de resistência mecânica, é interessante o uso de ligas de
5 titânio (MELLO, 2004).

6 As superfícies articulares são um outro fator muito importante a ser considerado em
7 qualquer dispositivo de artroplastia, e mais comumente tem sido utilizado a articulação metal-
8 polímero, sendo utilizado o polímero de peso molecular ultra-elevado, como o polietileno ou
9 poliuretano (SEKHON; BALL, 2005). Essa associação proporciona uma articulação de baixo
10 atrito, com maior absorção de choque, porém, uma preocupação significativa é a liberação de
11 detritos resultantes do polietileno, apesar de não ter sido encontrado um problema clínico
12 importante. Os detritos liberados podem induzir uma reação inflamatória mediada por várias
13 citocinas que conduzem a osteólise. No presente estudo, a *PVTM Cervical Disc* (GI) foi
14 simulada e avaliada com o uso de articulações metal-metal, o que pode com o passar do tempo
15 sofrer desgaste e apresentar consequências indesejáveis. O desgaste é o processo físico causado
16 pelo movimento através de uma superfície de rolamento, e também está associado com a
17 formação de partículas e liberação de detritos, perda de altura da articulação, e, finalmente, a
18 falha da prótese (ANDERSON; ROULEAU, 2004). Íons metálicos podem ser liberados, o que
19 pode causar um tipo diferente de hipersensibilidade imuno mediada por células, que tem sido
20 associada com a formação de pseudotumor (ANDERSON; ROULEAU, 2004; OSKOUIAN et
21 al., 2004). No entanto, a escassez de descrições dessas complicações relacionadas ao dispositivo
22 sugere que haja segurança com o uso das diferentes próteses (GOFFIN et al. 2010;
23 WALRAEVENS et al., 2010).

24 No presente estudo, ambas as próteses foram consideradas irrestritas, ou seja, sem
25 limitação mecânica para a movimentação. A opção por uma prótese irrestrita foi tomada
26 considerando a formação de osso heterotópico no local tratado em estudos clínicos de humanos,
27 o que ao longo do prazo, diminui de forma significativa a amplitude de movimento no local
28 implantado. A incidência de ossificação heterotópica em humanos varia na literatura. Mehren et
29 al. (2006) relataram 66% em um ano de acompanhamento, Beaurain et al. (2009) relataram 67%
30 em dois anos de acompanhamento, enquanto que Leung et al. (2005) relataram apenas 18% em
31 um ano de acompanhamento. Comparando os graus de mobilidade da *PVTM Cervical Disc* com
32 a *Adamo Spinal Disc*[®], observa-se uma redução nesses números, uma vez que a *Adamo Spinal*
33 *Disc*[®] permite grau de mobilidade em torno de 30° na extensão, flexão lateral e flexão ventral
34 (ADAMO et al., 2007), e isto pode ser melhorado alterando o desenho da prótese para permitir

1 mais liberdade. Seria ideal, primeiramente determinar a amplitude de movimento da coluna
2 vertebral cervical canina intacta, “*in vivo*” e “*in vitro*”, e então desenhar uma prótese capaz de
3 combinar esses parâmetros. Ao selecionar o grau de mobilidade do dispositivo, é também
4 importante considerar que a fibrose pós-operatória bem como a ossificação heterotópica no local
5 tratado poderia provavelmente diminuir o grau de deformação angular da prótese ao longo do
6 tempo.

7 Um ponto de extrema importância em relação à estabilidade da fixação da prótese *PVTM*
8 *Cervical Disc* (GI) é o fato dos parafusos serem bloqueados e monocorticais, e um sistema
9 bloqueado permite que os parafusos sejam bloqueados à placa, atuando como um fixador interno
10 (FERRIGNO et al., 2011). Nas imagens de geração da malha de elementos finitos, apesar de
11 aparentemente não parecer parafusos bloqueados, durante os testes, o conjunto prótese-
12 parafusos foi avaliado como sendo uma única estrutura, o que é semelhante à fixação rosqueada
13 do parafuso bloqueada. Por atuar como fixadores internos, o sistema placa-parafusos bloqueados
14 permite estabilidade angular e não é dependente da força de atrito entre a placa e osso, o que
15 permite adequada perfusão sanguínea sob a mesma (CORDEY; BORGEAUD; PERREN, 2000).
16 A cabeça dos parafusos e os orifícios da placa possuem roscas que bloqueiam o conjunto, e
17 devido a essa característica dispensa-se a necessidade de retorcimento perfeito da placa em
18 relação ao osso (EGOL et al., 2004). Outro fator que deve ser discutido é o uso de parafusos
19 monocorticais, uma vez que o seu uso evita a perfuração inadvertida do canal vertebral.
20 Teoricamente, nos sistemas não bloqueados, a estabilidade é significativamente maior quando se
21 utiliza parafusos bicorticais (FERRIGNO et al., 2011). Em um estudo realizado por Hettlich et
22 al. (2012), comparou-se o uso de parafusos monocorticais com pinos rosqueados de perfil
23 positivo bicorticais na fixação da coluna cervical de cadáveres de cães. A fixação com parafusos
24 monocorticais foi biomecanicamente equivalente à fixação bicortical.

25 Uma limitação encontrada na prótese *PVTM Cervical Disc* (GI) é que se a EMC envolver
26 espaços intervertebrais consecutivos, a prótese deveria ser colocada em ambos os espaços
27 (ADAMO et al., 2014a), e utilizando-se o componente de fixação com os parafusos, poderá
28 ocorrer possível inviabilização no tocante ao uso do implante desenvolvido (GI) em espaços
29 intervertebrais consecutivos, pois a superfície que receberá os parafusos possivelmente poderá
30 impedir a implantação da prótese caso o corpo vertebral não tenha espaço suficiente para tal,
31 bem como possível variação no formato das vértebras. No caso da *Adamo Spinal Disc*[®] (GII),
32 isso é possível com bons resultados clínicos. Para vários autores (TRAYNELIS, 2004;
33 TRAYNELIS, 2005; MUMMANENI; ROBINSON; HAID, 2007), quanto mais versátil a

1 prótese em relação ao número de espaços intervertebrais que possa ser utilizada, melhor.

2

3 *Análise através do MEF*

4 De modo geral, as tensões totais médias geradas no osso foram superiores no GII quando
5 comparado com o GI. Ao relacionar-se as tensões nas superfícies cranial de C6 e caudal de C5,
6 comparando-se o GI com o GII, observou-se uma diferença discrepante em termos de valores
7 encontrados. A maior concentração de tensões nessas superfícies no GII é justificada pelo fato
8 da prótese utilizada nesse grupo não possuir nenhum componente de fixação nos corpos
9 vertebrais, o que concentra a maior parte da força em um único ponto. A identificação da tensão
10 exercida pela prótese *Adamo Spinal Disc*[®] nas simulações realizadas enfatizam e justificam uma
11 das principais complicações encontradas no estudo de Adamo et al. (2014a), que foi o
12 afundamento da prótese *Adamo Spinal Disc*[®] nos corpos vertebrais, culminando com redução da
13 quantidade da distração e a mobilidade nos espaços intervertebrais tratados com o passar do
14 tempo, quanto comparado com o pós-operatório imediato, na maioria dos cães. Segundo Hakato;
15 Wronski e Ciupik (2003), o afundamento ocorre quando uma estrutura com um elevado módulo
16 de elasticidade (*cage*, espaçador) penetra em uma outra estrutura com baixo módulo de
17 elasticidade (corpo vertebral), sendo a magnitude do afundamento diretamente proporcional a
18 pressão de carga e a diferença entre os módulos de elasticidade, e inversamente proporcional à
19 área da interface prótese-corpo vertebral.

20 A curto prazo, o uso de próteses intervertebrais que provocam tensão específica nessas
21 superfícies é bom, porém, a longo prazo, as complicações são significativas. Esse mesmo
22 problema ocorreu com a esfera de aço *Fernstrom*, na qual a aplicação da prótese resultou em
23 bons resultados em curto prazo, porém, em decorrência do ponto de contato entre a esfera e a
24 superfície da vértebra ser muito pequeno, em longo prazo, ocorria concentração de tensões em
25 um único ponto, levando ao afundamento da prótese no corpo vertebral (LINK; MCAFEE;
26 PIMENTA, 2004). Segundo Anderson e Rouleau (2004), em seres humanos, geralmente o
27 afundamento é causado por uma determinação pré-operatória inadequada da qualidade do osso
28 ou pelo design inadequado da prótese, que afeta a preparação da placa vertebral terminal e
29 distribui as tensões em um único ponto.

30 No entanto, quando se faz a comparação de tensão no corpo vertebral entre os grupos, em
31 relação as outras duas superfícies estudadas (lateral e ventral), principalmente no
32 posicionamento neutro, observa-se valores maiores de tensão no GI. Essa discrepância na
33 distribuição de forças nas superfícies dos corpos vertebrais comparando o GI com o GII é

1 justificada pelo fato da prótese *PVTM Cervical Disc* (GI) possuir componentes de fixação
2 (parafusos) nos corpos vertebrais, o que distribui a tensão de forma mais homogênea em todo o
3 corpo vertebral, com maior tensão na superfície lateral e ventral, porém em pontos limitados e
4 específicos nessas superfícies. Esses resultados corroboram as informações de Link, McAfee e
5 Pimenta (2004), os quais ressaltam que a distribuição da força e afundamento no corpo vertebral
6 são possivelmente as principais considerações biomecânicas importantes para um disco artificial.
7 A ideia é distribuir as forças envolvidas da forma mais uniforme possível sobre uma grande área
8 (LINK; MCAFEE; PIMENTA, 2004), e a interface entre a prótese e a vértebra deve permitir a
9 transmissão de forças axiais entre as vértebras adjacentes (SEKHON; BALL, 2005).

10 Um ponto específico que não recebeu tensão em quaisquer momento durante a aplicação
11 das forças na prótese *PVTM Cervical Disc* foi a transição entre as placas verticais e caudais tanto
12 em P1 como em P2, o que elimina a importância da nervura na manutenção da resistência
13 especificamente nesse ponto. Isso é justificado pelo fato de não haver forças de arqueamento
14 entre as placas vertical e horizontal durante a aplicação das cargas.

15 Além de permitir uma maior distribuição das tensões ao longo das superfícies laterais e
16 ventrais dos corpos vertebrais, preservando as superfícies cranial do corpo vertebral de C6 e
17 caudal de C5, a fixação com parafusos visa evitar a migração e soltura da prótese, como relatado
18 por Adamo et al. (2014b) utilizando a *Adamo Spinal Disc*[®] e descrito por Goffin (2002) e Loon;
19 Goffin (2012) utilizando a *Bryan Disc*[®] em humanos (Medtronic Sofamor Danek, Memphis,
20 USA). A estabilidade inicial da prótese pode ser realizada por alguma forma de fixação do
21 implante no corpo vertebral através de parafusos ou estruturas pontiagudas que se fixam nas
22 placas terminais vertebrais (CUNNINGHAM et al., 2010), por outro lado, a estabilidade a longo
23 prazo normalmente é dada pela osteointegração em torno do dispositivo. Um fator que favorece
24 tanto a soltura como o afundamento da prótese é a osteólise induzida pelo implante na interface
25 prótese-corpo vertebral, a qual é secundária à tensão excessiva nessa região bem como por
26 debris liberados do desgaste e da corrosão pelo contato da articulação metal-metal. Tem-se
27 atribuído que os debris oriundos do titânio induzem uma resposta mediada por citocinas com
28 infiltrados inflamatórios, promove o aumento do fator- α de necrose tumoral, aumento da
29 atividade osteoclástica e apoptose celular, e aumento do potencial de osteólise asséptica
30 (ADAMO; FORTERRE, 2015).

31 Os revestimentos de superfície de implantes que estimulam o crescimento ósseo e
32 aceleram a osteointegração incluem malha de titânio, *titanium-plasma-spray*, cromo-cobalto
33 poroso e materiais bioativos, tais como hidroxiapatita, fosfato de cálcio e mBMP (peptídeo
34 morfogenético ósseo modular) (PHILLIPS; GARFIN, 2005; SEKHON; BALL, 2005). Na

1 prótese *PVTM Cervical Disc*, projetos futuros podem alterar o material de contato da prótese
2 com as placas terminais, revestindo-as com estimulantes do crescimento ósseo, o que permitirá
3 osteointegração do corpo vertebral ao implante. A melhora na osteointegração osso-implante
4 pode prevenir afundamento, osteófitos, ossificação heterotópica e anquilose e, entretanto pode
5 reduzir a perda de mobilidade (ADAMO; FORTERRE, 2015).

6 A avaliação individual sobre as superfícies de P1 demonstrou que no GI e GII, a superfície
7 caudal da placa vertical recebeu maior tensão quando comparado com as demais superfícies. Isso
8 é explicado pelo fato das superfícies caudais nos dois grupos estarem em contato direto com a
9 superfície cranial da placa vertical de P2, ou seja, contato metal-metal, o que exacerbou as
10 tensões nesses pontos. Outro fator que deve ser considerado é o fato de que tanto no
11 posicionamento neutro como pré-posicionado, as tensões foram focadas na superfície articular
12 convexa na extensão, flexão lateral e flexão ventral. Segundo Bryan (2002), o contato direto
13 entre superfícies de metal-metal aumenta o atrito, o que justifica o aumento de tensão nesses
14 pontos específicos. Os mesmos resultados foram encontrados por Campello et al. (2009), que
15 observou maior concentração de tensões no núcleo da prótese.

16 O fator que justifica as tensões em P2, tanto no GI como no GII serem focalizadas na
17 superfície cranial da placa vertical é o mesmo que o encontrado na P1, ou seja, as superfícies de
18 contato são metal-metal, não havendo qualquer amortecimento. Os valores altos de tensão
19 encontrados tanto na superfície cranial da placa vertical como na superfície ventral da placa
20 horizontal (GI) ocorreu pela distribuição das tensões tanto na porção vertical da placa como nos
21 parafusos. Da mesma forma que ocorreu no corpo vertebral, ocorreu uma distribuição maior de
22 cargas no GI, quando comparado com o GII, o qual por não ser fixado ao corpo vertebral, a
23 tensão na superfície cranial e caudal foi mais alta comparando com a maioria das tensões
24 encontradas no GI para as mesmas superfícies. Esses resultados corroboram com Wigfield et al.
25 (2002) e Traynelis (2004), que relataram que a fixação dos componentes articulares nos corpos
26 vertebrais com parafuso bloqueado, além de permitir maior fixação na prótese evitando a sua
27 migração, também distribui as tensões com mais qualidade em vários pontos da prótese. Na
28 avaliação das tensões exercidas sobre os parafusos no GI, a concentração de tensões ocorreu
29 principalmente na superfície cranial dos parafusos e isso pode estar relacionado pelo fato da
30 direção da força aplicada ser no sentido crâniocaudal, com consequente tensão cranial superior
31 pelo contato placa-parafuso nesse sentido diante da aplicação das forças.

32 Todas as avaliações poderiam ter sido realizadas apenas com o sistema neutro para os
33 dois grupos, porém, a presença do sistema pré-posicionado foi muito importante para avaliar
34 pontos de tensão específica nos bordos das placas vertebrais (GI) após a aplicação das forças de

1 extensão, flexão lateral e flexão ventral. Em futuros estudos, essas tensões nos bordos podem ser
2 reduzidas alterando o desenho da prótese, aumentando o raio de angulação dos mesmos e/ou
3 aumentando o raio da superfície articular convexa da prótese.

4 Fazendo uma avaliação geral da tensão total média equivalente de von-Mises no osso,
5 P1, P2 e parafusos, observa-se uma discrepante diferença quando se compara a tensão exercida
6 no corpo vertebral em relação às próteses de maneira geral. De certa forma esse é um resultado
7 positivo no tocante ao desgaste ósseo, porém ressalta a importância da prótese ser constituída de
8 material resistente e ter uma espessura considerável, para evitar possíveis falhas do implante
9 diante do uso clínico das mesmas.

10 Os achados deste tipo de estudo permitem melhor entendimento sobre as potenciais
11 localizações de concentrações de tensões, porém possui algumas limitações (TAWIL; TAWIL,
12 2009). Sabe-se que os esforços biomecânicos cíclicos a serem considerados em projetos de
13 implantes ortopédicos são muito importantes. Os esforços biomecânicos de origem cíclica
14 causam fadiga nos materiais implantados, que é um dos modos de falha mais crítica observada
15 em próteses para substituição total de disco intervertebral (CAMPELLO et al. 2009). Entretanto,
16 os resultados previamente apresentados demonstram análises mecânicas computacionais apenas
17 para esforços estáticos. Por isso, análises biomecânicas e pesquisas clínicas de acompanhamento
18 longitudinal são indispensáveis a fim de se determinar as influências e consequências das
19 tensões observadas nos implantes e estruturas adjacentes, além das interferências anatômicas e
20 dos tecidos moles que pode variar de animal para animal (BARBIER et al., 1998).

21 A prótese desenvolvida se assemelha à *Prestige* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis,
22 USA), que é uma prótese de duas peças construídas de aço inoxidável e emprega uma
23 articulação em formato de esfera que se encaixa em uma superfície côncava, permitindo a
24 flexão, extensão, rotação e translação através da articulação metal-metal. Na *Prestige*, os dois
25 componentes articulares são fixados nos corpos vertebrais com parafusos bloqueados
26 (WIGFIELD et al., 2002; TRAYNELIS, 2004). Em estudos realizados com essa prótese em
27 humanos foi concluído a sua eficácia na manutenção do movimento nas avaliações realizadas
28 quatro anos após a cirurgia com resultado final positivo (ROBERTSON; METCALF, 2004).

29 Conclui-se que a prótese *PVTM Cervical Disc* no presente estudo apresentou “design”
30 adequado e bom encaixe no espaço intervertebral entre C5 e C6; a maior distribuição de tensões
31 na prótese e corpos vertebrais utilizando tanto *Adamo Spinal Disc*[®] (GII) como a prótese *PVTM*
32 *Cervical Disc* (GI) foi focalizada especificamente nas superfícies cranial de C6 e caudal de C5,
33 superfície caudal da placa vertical (P1), superfície cranial da placa vertical (P2), e na superfície
34 cranial dos parafusos na interface com as placas (GI). As tensões totais médias geradas nos

1 corpos vertebrais e prótese foram menores em GI quando comparado com o GII. O estudo
2 permitiu desenvolver uma prótese que apresenta distribuição mais homogênea das tensões no
3 corpo vertebral, o que possivelmente pode evitar o afundamento da mesma e consequente
4 redução da distração e mobilidade intervertebral como ocorre na prótese *Adamo Spinal Disc*[®]
5 (GII) existente no mercado.

6

7 **AGRADECIMENTOS**

8 Agradecimento particular deve ser feito ao Médico Veterinário Henrique Eduardo Vilela
9 Oliveira (Ex-discente da Universidade Estadual de Londrina, Londrina-PR) pela imensa
10 contribuição no desenvolvimento na coleta e dissecação das colunas vertebrais cervicais
11 utilizadas no presente estudo.

12

13

14

15

1 REFERÊNCIAS

2 Adamo PF, Forterre F: Will There be a Role for Disc Prostheses in Small Animals? in Fingerth
3 JM, Thomas WB (eds): Advances in intervertebral disc disease in dogs and cats. Garsington
4 Road, Oxford, Wiley Blackwell and ACVS Foundation, 2015, pp 294-309

5
6 Adamo PF, Da Costa RC, Kroll R, et al: Cervical disc arthroplasty using the Adamo Spinal
7 Disc[®] in 30 dogs affected by disc associated wobbler syndrome at single and multiple levels. *J*
8 *Vet Intern Med* 2014a;28:949

9
10 Adamo PF, Da Costa RC, Kroll R, et al: Cervical disc arthroplasty in dogs with disc associated
11 wobbler syndrome – limitations and how to prevent possible complications. *J Vet Intern Med*
12 2014b;28:1357

13
14 Adamo PF, Kobayashi H, Markel M, et al: In vitro biomechanical comparison of cervical disk
15 arthroplasty, ventral slot procedure, and smooth pins with polymethylmethacrylate fixation at
16 treated and adjacent canine cervical motion units. *Vet Surg* 2007;36:729-41

17
18 Adamo PF: Cervical arthroplasty in two dogs with disk-associated cervical spondylomyelopathy.
19 *Small Animals/Exotic* 2011;239:808-817

20
21 Altieri C, Flores J, Gonzales V, et al: Biomechanics of orthopaedic fixations. Mayaguez:
22 University of Puerpo Rico, 2003, p. 1-21.

23
24 Anderson PA, Rouleau JP: Intervertebral disc arthroplasty. *Spine* 2004;29:2779–2786

25
26 Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, et al: Finite elements analysis of non-axial versus
27 axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58

28
29 Beaurain J, Bernard P, Dufour T, et al: Intermediate clinical and radiological results of cervical
30 TDR (Mobi-C) with up to 2 years of follow-up. *Eur Spine J* 2009;18:841-850

31
32 Bryan VE Jr: Cervical motion segment replacement. *Eur Spine J* 2002;11:92–97

33

- 1 Campello TN, Silva INL, Simões MS: Prótese para substituição total de disco intervertebral:
2 desenvolvimento de modelo computacional e análise por elementos finitos. *Coluna* 2009;8:38-
3 42
4
- 5 Cordey J, Borgeaud M, Perren SM: Force transfer between the plate and the bone: relative
6 importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone. *Injury*
7 2000;31:21-28
8
- 9 Çiftçi Y, Canaya S: The effect of veneering materials on stress distribution in implant-support
10 fixed prosthetic restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:571-82
11
- 12 Cunningham BW, Hu N, Zorn CM, et al: Comparative fixation methods of cervical disc
13 arthroplasty versus conventional methods of anterior cervical arthrodesis: serration, teeth, keels,
14 or screws? *J Neurosurg Spine* 2010;12:214-220
15
- 16 Da Costa RC: Cervical spondylomyelopathy (wobbler syndrome) in dogs. *Vet Clin North Am*
17 *Small Anim Pract* 2010;40:881-913
18
- 19 De Decker S, Bhatt S, Gielen I, et al: Diagnosis, treatment and prognosis of disc associated
20 Wobbler syndrome in dogs. *Am J Vet Res* 2008;78:139-146
21
- 22 Diangelo D, Robertson J, Metcalf N, et al: Biomechanical testing of an artificial cervical joint
23 and an anterior cervical plate. *J Spinal Disord Tech* 2003;16:314–323
24
- 25 Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, et al: Biomechanical study on the effect of cervical spine
26 fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine* 2002; 27:2431–2434
27
- 28 Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, et al: Biomechanics of locked plates and screws. *Journal of*
29 *Orthopaedics Trauma* 2004;18:488-493
30
- 31 Ferrigno CRA, Da Cunha O, Caquias DFI, et al: Resultados clínicos e radiográficos de placas
32 ósseas bloqueadas em 13 casos. *Braz J Vet Res Anim Sci* 2011;48:512-518
33

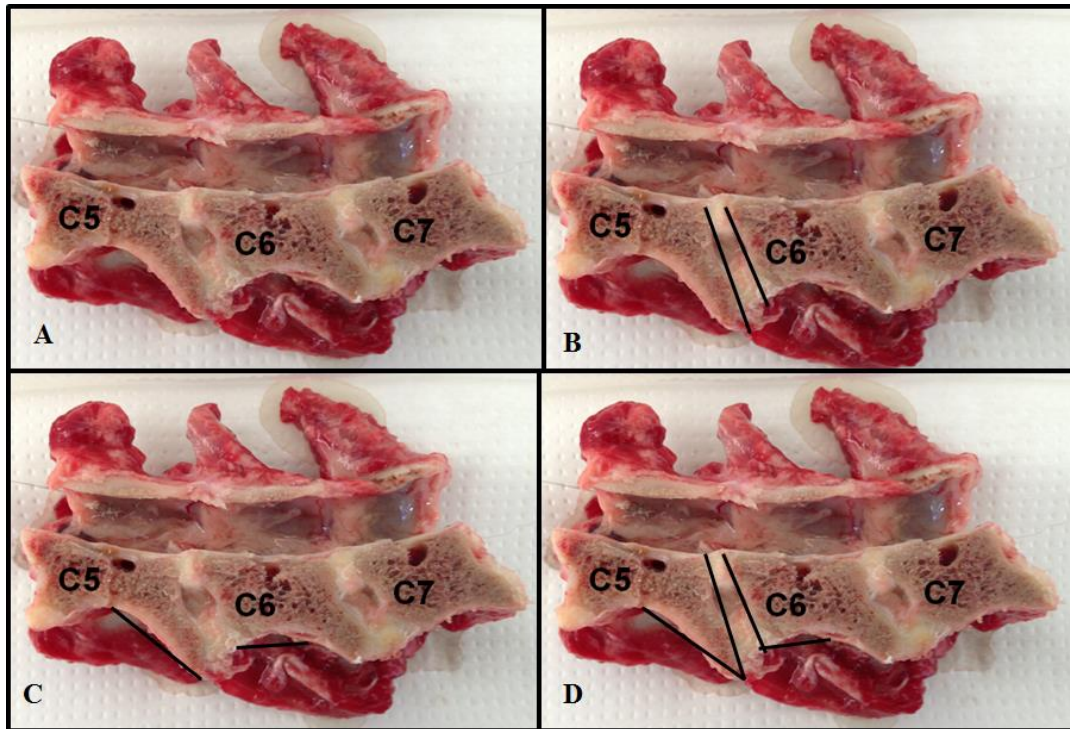
- 1 Goffin J, Casey A, Kehr P, et al: Preliminary clinical experience with the Bryan Cervical Disc
2 Prosthesis. *Neurosurgery* 2002;51:840–847
3
- 4 Goffin J, van Loon J, Van Calenbergh F, et al: A clinical analysis of 4- and 6-year follow-up
5 results after cervical disc replacement surgery using the Bryan Cervical Disc prosthesis. *J*
6 *Neurosurg Spine* 2010;12:261-269
7
- 8 Hakato J, Wronski J, Ciupik L. Subsidence and its effect on the anterior plate stabilization in the
9 course of cervical spondylodesis. Part I: definition and review of the literature. *Neurol Neurochir*
10 *Pol* 2003;37:903–915
11
- 12 Hespel AM, Wilhite R, Hudson J: Invited review-applications for 3d printers in veterinary
13 medicine. *Vet Radiol Ultrasound* 2014;55:347–358
14
- 15 Hettlich BF, Allen MJ, Pascetta D, et al: Biomechanical Comparison Between Bicortical Pin and
16 Monocortical Screw/Polymethylmethacrylate Constructs in the Cadaveric Canine Cervical
17 Vertebral Column. *Vet Surg* 2013;42:693–700
18
- 19 Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/ tissue interfaces. *J Oral Implantol*
20 1992;18:220-30
21
- 22 Leung C, Casey AT, Goffin J, et al: Clinical significance of heterotopic ossification in cervical
23 disc replacement: a prospective multicenter clinical trial. *Neurosurgery* 2005;57:759-763
24
- 25 Link HD, McAfee PC, Pimenta L: Choosing a cervical disc replacement. *Spine J* 2004;4(Suppl
26 6):294S–302S
27
- 28 Loon, J.V.; Goffin, J: Unanticipated Outcomes After Cervical Disk Arthroplasty. *Semin Spine*
29 *Surg*, v. 24, p. 20-24, 2012
30
- 31 Matsunaga S, Kabyama S, Yamamoto T, et al: Strain of intervertebral discs after anterior
32 cervical decompression and fusion. *Spine* 1999;24:670–675
33

- 1 Mehren C, Suchomel P, Grochulla F, et al: Heterotopic ossification in total cervical artificial
2 disc replacement. *Spine* 2006;31:2802-2806
3
- 4 Mello GMR: *Efeito de elementos betagênicos na estabilidade de fases e propriedades de ligas*
5 *de titânio para implantes ortopédicos*.113p. 2004. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de
6 Campinas Faculdade, Campinas, SP).
7
- 8 Monteith BD: Minimizing biomechanical overload in implant prosthesis: a computerized aid
9 to design. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;69: 495-502
10
- 11 Mummaneni PV, Robinson JC, Haid RW Jr: Cervical arthroplasty with the PRESTIGE LP
12 cervical disc. *Neurosurgery* 2007;60(4 Suppl 2):310–314
13
- 14 Oskouian RJ, Whitehill R, Samii A, et al: The future of spinal arthroplasty: a biomaterial
15 perspective. *Neurosurg Focus* 2004;17:E2
16
- 17 Phillips FM, Garfin SR: Cervical disc replacement. *Spine* 2005;30(17 Suppl):S27–33
18
- 19 Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, et al: Influence of implant length and bicortical anchorage
20 on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:254-62
21
- 22 Pospiech J, Stolke D, Wilke H, et al: Intradiscal pressure recording in the cervical spine.
23 *Neurosurgery* 1999; 44:379–385
24
- 25 Rihn JA, Lawrence J, Gates C, et al: Adjacent segment disease after cervical spine fusion. *Instr*
26 *Course Lect* 2009;58:747–56
27
- 28 Robertson JT, Metcalf NH: Long–term outcome after implantation of the Prestige I disc in an
29 end–stage indication: 4 year results from a pilot study. *Neurosurg Focus* 2004;17:E10
30
- 31 Seim HB, Withrow SJ: Pathophysiology and diagnosis of caudal cervical spondylomyelopathy
32 with emphasis on the Doberman Pinscher. *J Am Anim Hosp Assoc* 1982;18:241-251
33
- 34 Seim HB: Wobbler syndrome, in Fossum T (ed): *Small Animal Surgery* (ed 2). St Louis, MO,
35 Mosby Inc, 2002, pp 1237–1249

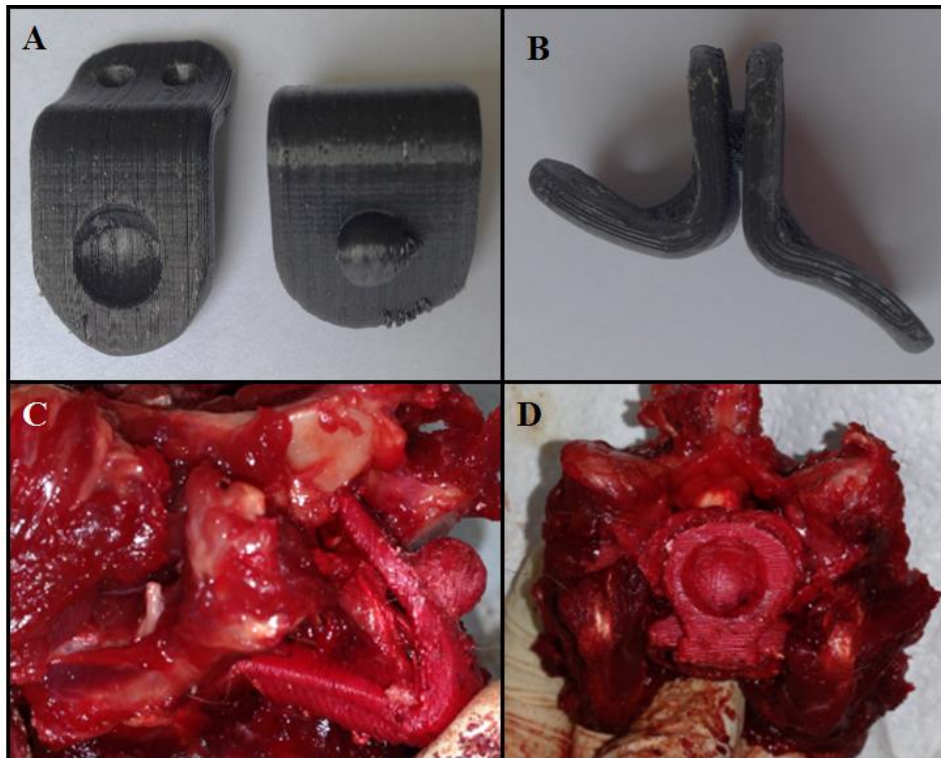
- 1
2 Sekhon LH, Ball JR: Artificial cervical disc replacement: principles, types and techniques.
3 *Neurol India* 2005;53:445–50
4
- 5 Sekhon LH, Duggal N, Lynch JJ, et al: Magnetic resonance imaging clarity of the Bryan,
6 Prodisc-C, Prestige LP, and PCM cervical arthroplasty devices. *Spine* 2007;32:673–80
7
- 8 Sertgoz A: Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress
9 distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27
10
- 11 Sharp N, Wheeler S: Cervical spondylomelopathy, in Wheeler S (ed): *Small Animal Spinal*
12 *Disorders, Diagnosis and Surgery* (ed 2). Edinburgh, Elsevier Mosby, 2005, pp 211–246
13
- 14 Tawil P, Tawil G. Short implantes in deficiente posterior jaws: current knowledge. *Implant dent*
15 2009;46:9-16
16
- 17 Traynelis VC: The Prestige cervical disc. *Neurosurg Clin N Am* 2005;16:621–628
18
- 19 Traynelis VC: The Prestige cervical disc replacement. *Spine J* 2004;4:310–314
20
- 21 Walraevens J, Demaerel P, Suetens P, et al: Longitudinal prospective long-term radiographic
22 follow-up after treatment of single-level cervical disk disease with the Bryan Cervical Disc.
23 *Neurosurgery* 2010;67:679-687
24
- 25 Weinhoffer S, Guyer R, Herbertm, et al: Intradiscal pressure measurements above an
26 instrumented fusion. A cadaveric study. *Spine* 1995; 20:526–531
27
- 28 Wigfield CC, Gill SS, Nelson RJ, et al: The new Frenchay artificial cervical joint: results from a
29 two–year pilot study. *Spine* 2002;27:2446–2452
30
- 31 Wigfield CC, Skrzypiec D, Jackowski A, et al: Internal stress distribution in cervical
32 intervertebral discs: the influence of an artificial cervical joint and simulated anterior interbody
33 fusion. *J Spinal Disord Tech* 2003;16:441–9
34
35

1 Figuras

2 Fig 1. Imagem fotográfica das vértebras C5, C6 e C7 em corte sagital de um cadáver de cão. A.
3 Imagem sem a demarcação dos eixos; B. Demarcação da altura do corpo vertebral ao nível do
4 espaço entre C5 e C6; C. Comprimento da metade caudal de C5 e da metade cranial de C6; e D.
5 Mensuração do ângulo formado entre a linha paralela ao eixo vertical do disco intervertebral e a
6 linha paralela ao eixo horizontal ventral do corpo vertebral em C5 e C6.



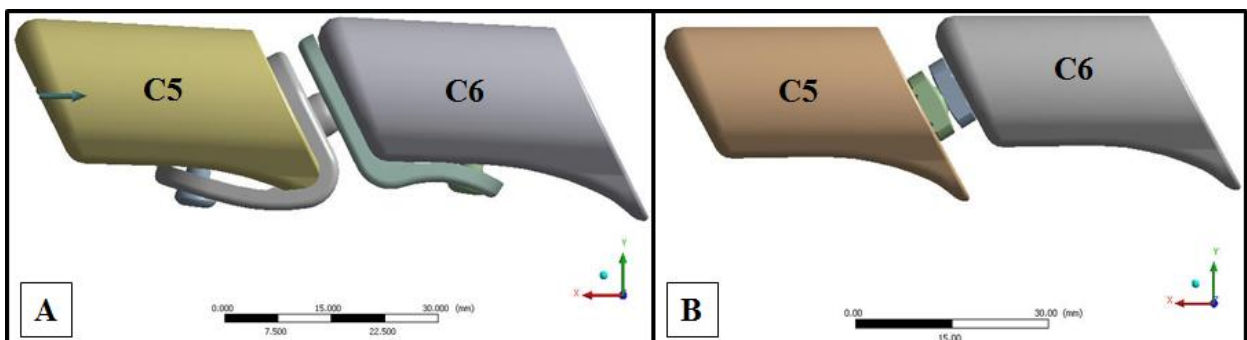
1 Fig 2. Imagem fotográfica dos testes realizados nos espaços intervertebrais entre C5 e C6 para
 2 definição do modelo e ajustes nas mensurações dos protótipos. A. Imagem do protótipo da
 3 quarta geração após impressão 3D em material de plástico reciclável; B. Imagem do protótipo
 4 após encaixe entre P1 e P2; C. Imagem lateral em que se mostra o teste do encaixe do protótipo
 5 na porção caudal do corpo vertebral de C5 após separação das vértebras C5 e C6; e D. Imagem
 6 após corte transversal em que se mostra o teste do protótipo na porção cranial do corpo vertebral
 7 de C6.
 8



9

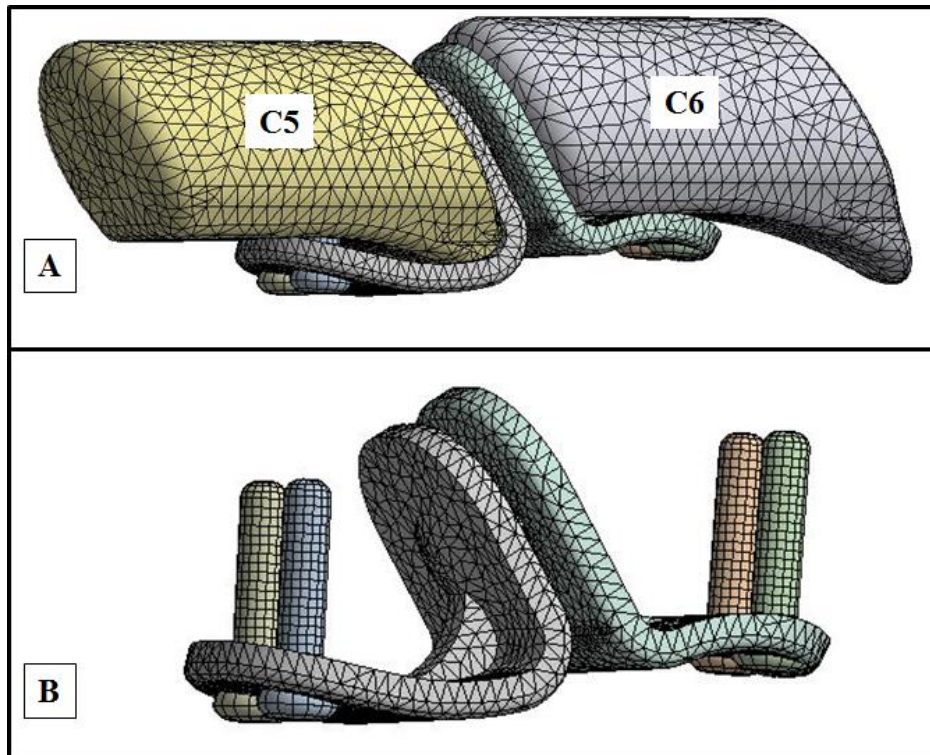
10

11 Fig 3. Imagem esquemática computadorizada do programa AnsysWorkbench[®] que representa o
 12 GI e GII com as próteses interpostas no espaço intervertebral entre a quinta (C5) e sexta (C6)
 13 vértebras cervicais. (A). Prótese de disco intervertebral cervical, *PVTM Cervical Disc* e; (B).
 14 Prótese intervertebral cervical *Adamo Spinal Disc*[®].

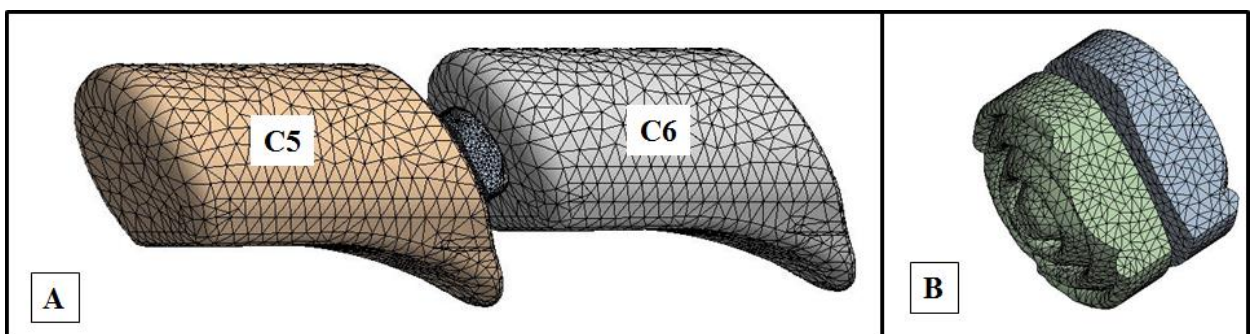


15

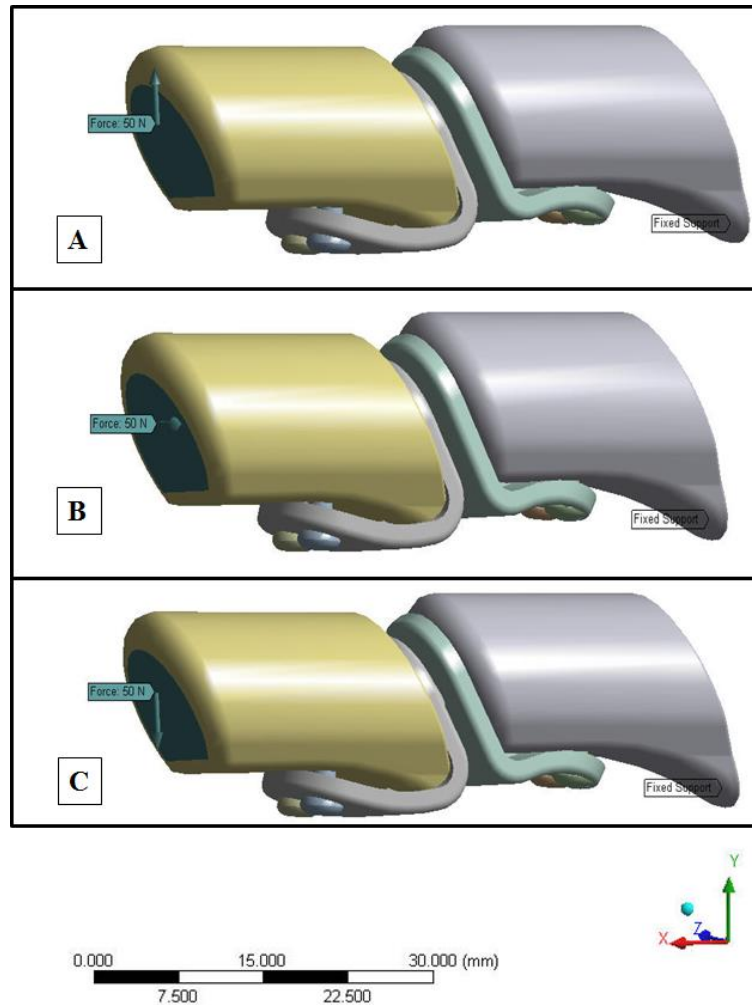
1
2 Fig 4. Representação esquemática da malha gerada pelo programa AnsysWorkbench[®] referente
3 ao GI (A). Sistema completo com a prótese desenvolvida interposta entre os corpos vertebrais de
4 C5 e C6 e; (B) prótese de disco intervertebral cervical completa, representada pelo conjunto de
5 dispositivos cranial e caudal.
6



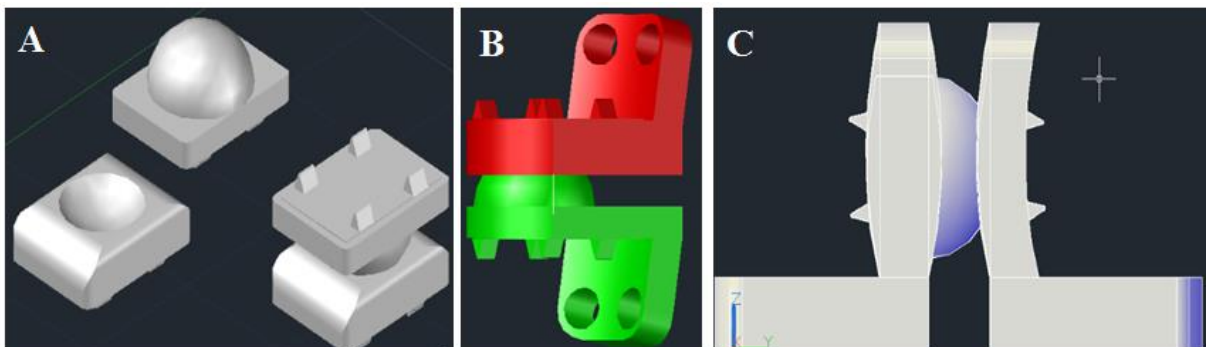
9 Fig 5. Representação esquemática da malha gerada programa pelo programa AnsysWorkbench[®]
10 referente ao GII. (A). Sistema completo com a prótese interposta entre os corpos vertebrais de
11 C5 e C6 e; (B) prótese de disco intervertebral cervical completa, representada pelo conjunto de
12 dispositivos cranial e caudal.
13



1
 2 Fig 6. Imagem esquemática computadorizada do programa AnsysWorkbench® que representa as
 3 condições de contorno para avaliação do GI em posição neutra durante a aplicação da força de
 4 50N no corpo vertebral cranial de C5. As forças aplicadas foram extensão (A), flexão lateral (B)
 5 e flexão ventral (C).
 6



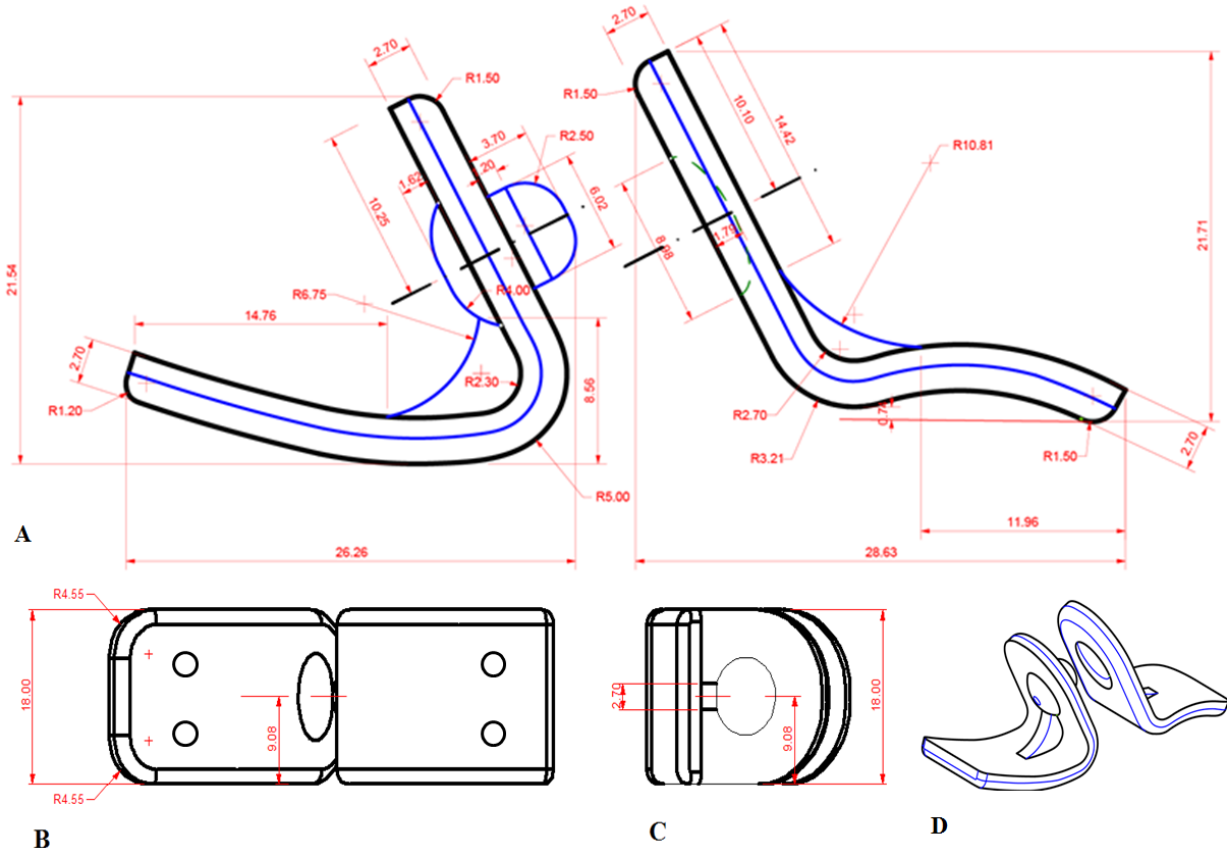
7
 8 Fig 7. Imagens computadorizadas do programa Rhinoceros® que representa das gerações das
 9 próteses desenvolvidas. (A) Primeira geração; (B) Segunda geração, e; (C) Terceira geração.



10

- 1 Fig 8. Imagens em que se evidencia o dimensionamento (mm) da prótese *PVTM Cervical Disc*. A.
- 2 Vista lateral; B. Vista ventral com evidência dos orifícios dos parafusos; C. Vista cranial; e D.
- 3 Aspecto final em 3D (R: raio).

4

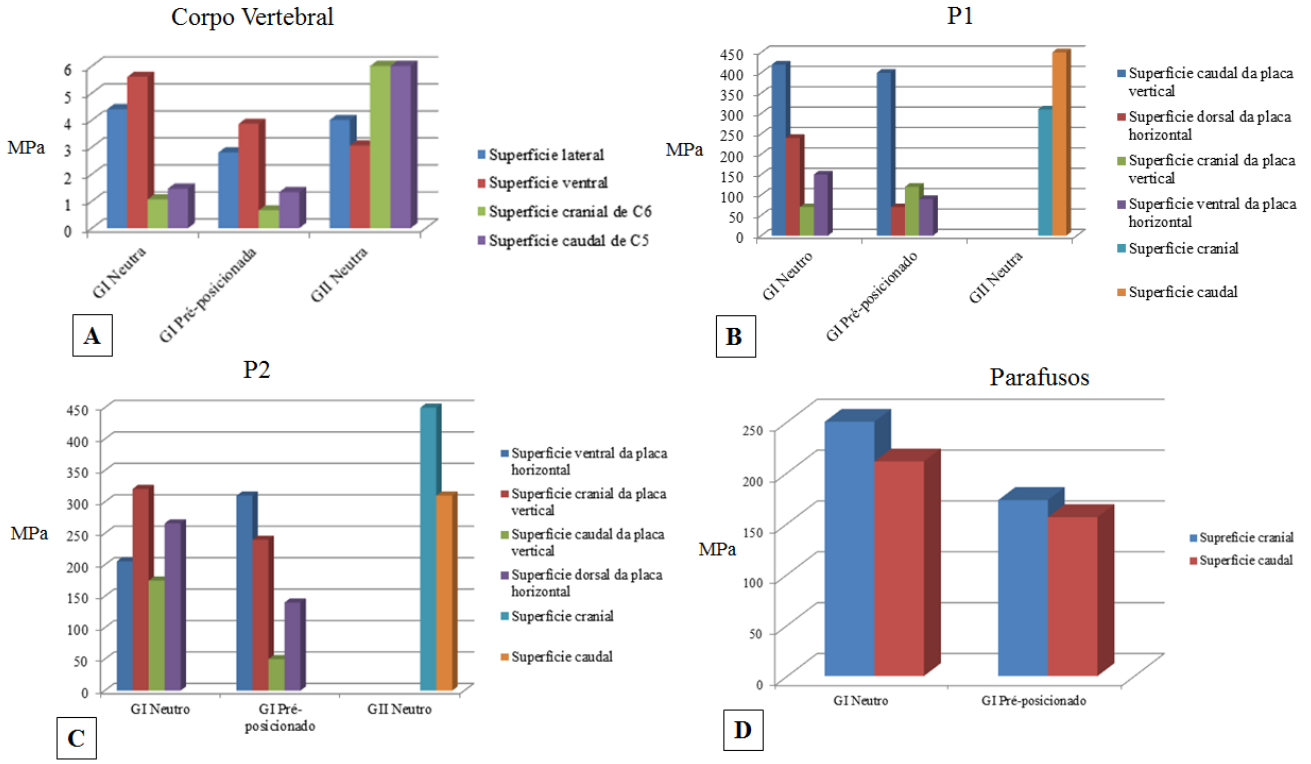


5

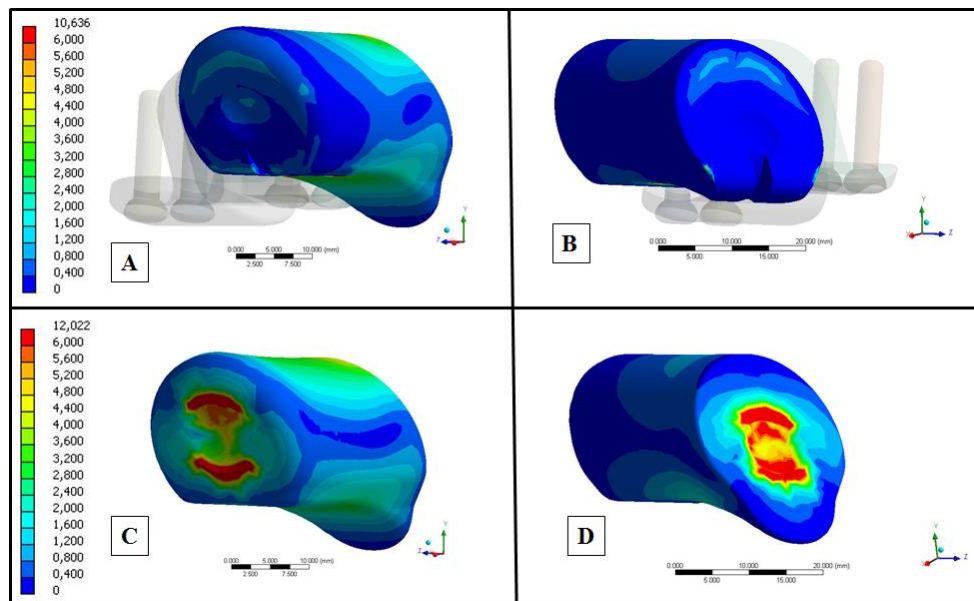
6

7

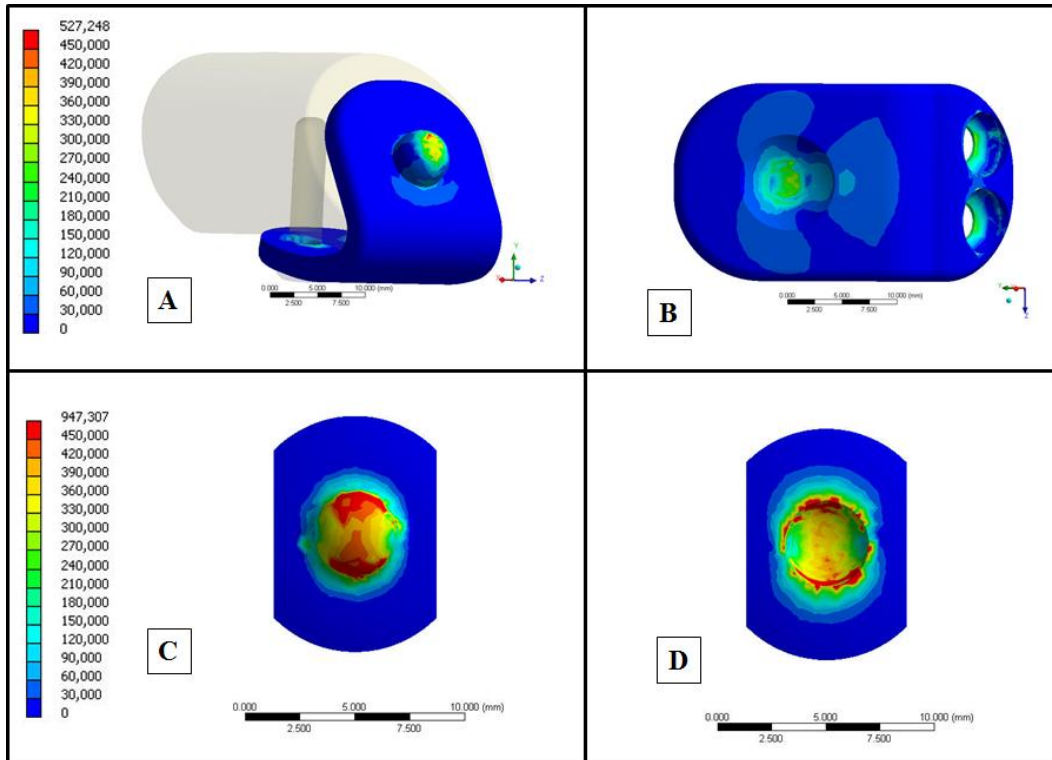
1 Fig 9. Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) nas superfícies do osso (A), P1 (B), P2 (C)
 2 e parafusos (D) após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão em relação aos
 3 grupos estudados no sistema neutro (GI e GII) e pré-posicionado (GI).



4
 5 Fig 10. Imagem esquemática dos corpos vertebrais gerada no programa AnsysWorkbench® após
 6 aplicação da força de extensão (50N) no posicionamento neutro. Observa-se as superfícies
 7 cranial de C6 no GI (A), caudal de C5 no GI (B), cranial de C6 no GII (C) e caudal de C5 no GII
 8 (D).



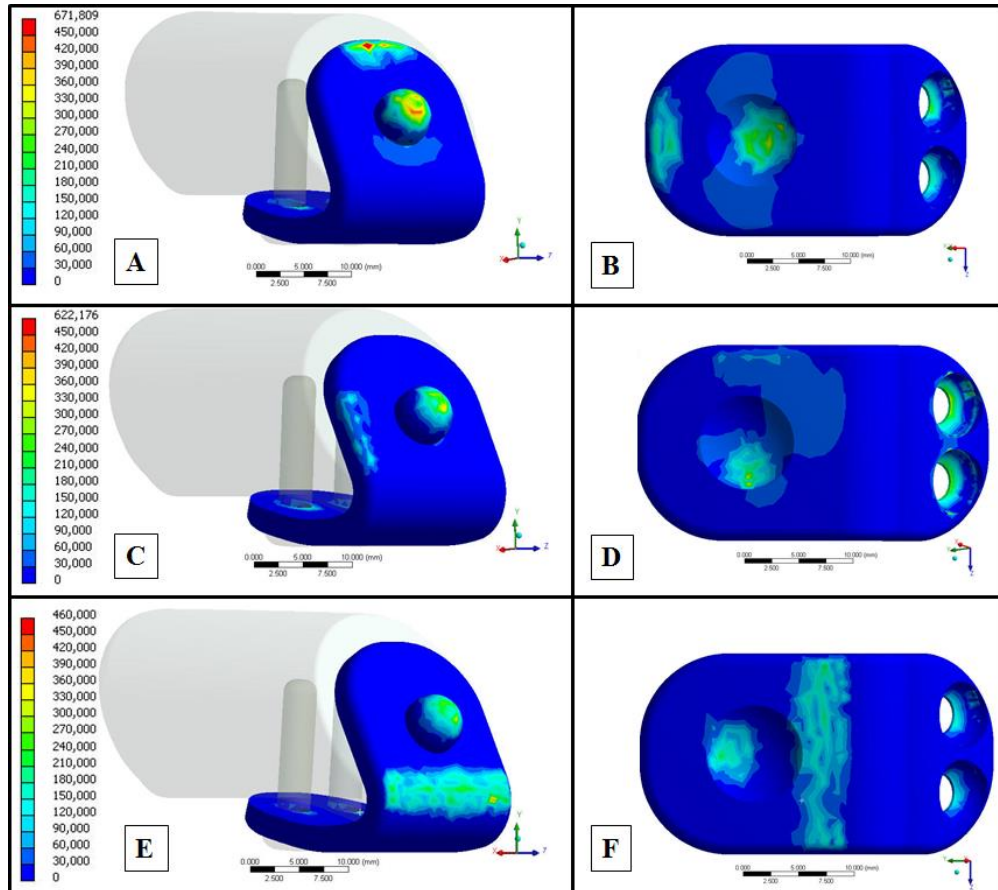
- 1 Fig 11. Imagem esquemática gerada no programa AnsysWorkbench[®] que representa a tensão
2 média equivalente de von-Misses (MPa) sobre P1 e P2 no sistema neutro após a aplicação de
3 forças de flexão em que se observa concentração de tensão na superfície articular tanto no GI (A
4 e B) como no GII (C e D).



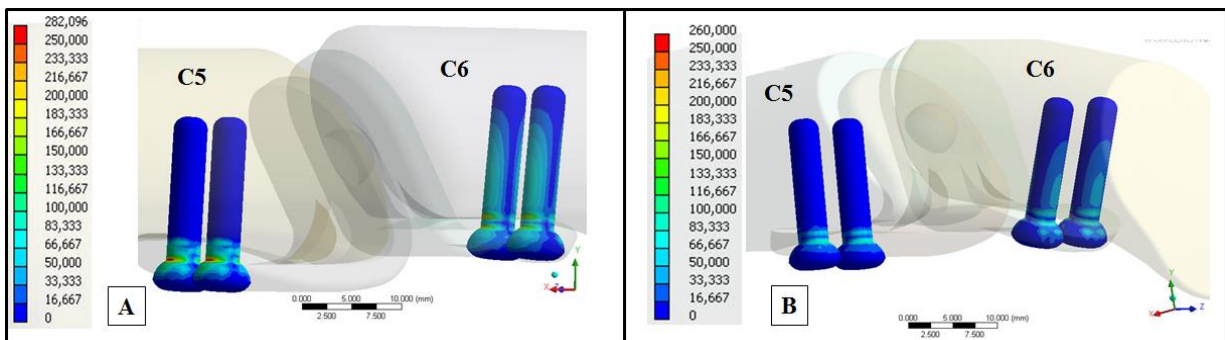
5

6

1 Fig 12. Imagem esquemática gerada no programa AnsysWorkbench® que representa a tensão
 2 média equivalente de von-Misses (MPa) sobre P1 e P2 no sistema pré-posicionado (GI) após a
 3 aplicação de forças de extensão (A e B) em que se observa concentração de tensão no bordo
 4 dorsal; flexão lateral (C e D) que provoca concentração de tensão no bordo lateral, e; flexão
 5 ventral (E e F) que provoca concentração de tensão no bordo ventral.



6
 7
 8 Fig 13. Imagem esquemática gerada no programa AnsysWorkbench® que representa a tensão
 9 média equivalente de von-Misses (MPa) sobre os parafusos no sistema neutro na superfície
 10 cranial (A) e pré-posicionado na superfície caudal (B) após a aplicação da força de flexão.



11
 12

1 **Tabelas**

2 Tabela 1. Grupos experimentais, forças aplicadas e estruturas avaliadas.

Grupos experimentais	Posicionamento do sistema	Forças aplicadas	Estruturas avaliadas
GI	Posição Neutra	Flexão lateral Flexão Extensão	Corpo vertebral
			P1
			P2
	Pré-posicionado		Parafusos
			Corpo vertebral
			P1 P2 Parafusos
GII	Posição Neutra	Flexão lateral Flexão Extensão	Corpo vertebral
			P1
			P2

3

4

5 Tabela 2. Valores das propriedades mecânicas referentes a cada estrutura.

6

Estrutura	Módulo de Elasticidade/ Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referência Bibliográfica
Liga de titânio	114×10^3	0,30	Monteith, 1993; Çiftçi e Canay, 2000; Pierrisnard et al., 2003
Osso esponjoso	7930	0,30	Ko et al., 1992; Sertgoz, 1997

7

8

9

10

1 Tabela 3. Superfícies avaliadas (corpo vertebral, P1, P2 e parafusos) após aplicação de forças de
 2 extensão, flexão lateral e flexão ventral nos grupos estudados.

3

Estrutura	Grupos	
	GI	GII
Superfícies		
Corpo Vertebral	Lateral	Lateral
	Ventral	Ventral
	Cranial de C6	Cranial de C6
	Caudal de C5	Caudal de C5
P1	Caudal da placa vertical	Cranial
	Dorsal da placa horizontal	Caudal
	Cranial da placa vertical	
	Ventral da placa horizontal	
P2	Caudal da placa vertical	Cranial
	Dorsal da placa horizontal	Caudal
	Cranial da placa vertical	
	Ventral da placa horizontal	
Parafusos	Cranial	
	Caudal	

4
 5
 6 Tabela 4. Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos após a
 7 aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão ventral no sistema neutro (GI).

Força aplicada	Estrutura avaliada			
	Corpo vertebral	P1	P2	Parafusos
Extensão	3,6	247,5	230,4	216,5
Flexão lateral	2,3	172,5	255,0	250,0
Flexão ventral	3,5	240,0	240,0	225,0
Média total	3,1	220,0	241,8	230,5

8

9

1
 2 Tabela 5. Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos após a
 3 aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão no sistema pré-posicionado (GI).

Força aplicada	Estrutura avaliada			
	Corpo vertebral	P1	P2	Parafusos
Extensão	2,5	187,5	187,5	150,0
Flexão lateral	2,1	157,5	232,5	252,3
Flexão	1,9	165,0	135,0	91,7
Média total	2,2	170,0	185,0	164,6

4
 5
 6
 7 Tabela 6. Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1 e P2 após a aplicação das
 8 forças de extensão, flexão lateral e flexão no sistema neutro (GII).

Força aplicada	Estrutura avaliada		
	Corpo vertebral	P1	P2
Extensão	5,0	375,0	375,0
Flexão lateral	4,4	375,0	390,0
Flexão	4,9	390,0	375,0
Média total	4,8	380,0	380,0

9
 10

1 Tabela 7. Tensão média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos (GI e GII)
 2 após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão em relação aos grupos estudados
 3 no sistema neutro e pré-posicionado.

Força	Estrutura	Grupos		
		GI		GII
		Neutra	Pré- posicionada	Neutra
Extensão	Osso	3,6	2,5	5,0
	P1	247,5	187,5	375,0
	P2	230,4	187,5	375,0
	Parafusos	216,5	150,0	-----
Flexão lateral	Osso	2,3	2,1	4,4
	P1	172,5	157,5	375,0
	P2	255,0	232,5	390,0
	Parafusos	250,0	252,3	-----
Flexão ventral	Osso	3,5	1,9	4,9
	P1	240,0	165,0	390,0
	P2	240,0	135,0	375,0
	Parafusos	225,0	91,7	-----

4
 5 Tabela 8. Tensão total média equivalente de von-Mises (MPa) no osso, P1, P2 e parafusos (GI e
 6 GII) com a resultante após a aplicação das forças de extensão, flexão lateral e flexão em relação
 7 aos grupos estudados no sistema neutro e pré-posicionado.

Estrutura	Grupos		
	GI		GII
	Neutra	Pré- posicionada	Neutra
Osso	3,13	2,16	4,75
P1	220,0	170,0	380,0
P2	241,8	185,0	380,0
Parafusos	230,5	164,643	-----