



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

DANILO NOGUEIRA SMANIOTO

**EFEITO DA MORFOLOGIA E DA TÉCNICA DE INSERÇÃO DE  
PARAFUSOS MONOCORTICAIS NA FIXAÇÃO VERTEBRAL  
CERVICAL VENTRAL EM CADÁVERES DE CÃES**

---

Londrina  
2023

DANILO NOGUEIRA SMANIOTO

**EFEITO DA MORFOLOGIA E DA TÉCNICA DE INSERÇÃO DE  
PARAFUSOS MONOCORTICAIS NA FIXAÇÃO VERTEBRAL  
CERVICAL VENTRAL EM CADÁVERES DE CÃES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência Animal da Universidade Estadual de Londrina - UEL, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Profa. Dra. Mônica Vicky Bahr  
Arias

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Tertuliano  
Marinho

Londrina  
2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

S635e Smanioto, Danilo Nogueira.  
Efeito da morfologia e da técnica de inserção de parafusos monocorticais na fixação vertebral cervical ventral em cadáveres de cães / Danilo Nogueira Smanioto. - Londrina, 2023.  
105 f. : il.

Orientador: Mônica Vicky Bahr Arias.  
Coorientador: Paulo Vinícius Tertuliano Marinho.  
Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências Agrárias, Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal, 2023.  
Inclui bibliografia.

1. Análise biomecânica - Tese. 2. Parafusos ósseos - Tese. 3. Coluna vertebral cervical - Tese. 4. Torque de inserção - Tese. I. Arias, Mônica Vicky Bahr . II. Marinho, Paulo Vinícius Tertuliano. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências Agrárias. Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal. IV. Título.

CDU 63

DANILO NOGUEIRA SMANIOTO

**EFEITO DA MORFOLOGIA E DA TÉCNICA DE INSERÇÃO DE  
PARAFUSOS MONOCORTICAIS NA FIXAÇÃO VERTEBRAL  
CERVICAL VENTRAL EM CADÁVERES DE CÃES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência Animal da Universidade Estadual de Londrina - UEL, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientadora: Profa. Dra. Mônica Vicky Bahr Arias  
Universidade Estadual de Londrina – UEL

---

Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto  
Universidade Estadual Paulista – UNESP-  
Jaboticabal

---

Prof. Dr. Fernando De Biasi  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 01 de Novembro de 2023.

Dedico este trabalho a Deus, que sempre guiou todo meu caminho e me deu forças para concluir esse projeto. Aos meus pais, Lidio Smanioto e Elvira A. Nogueira Smanioto que me ensinaram todos os princípios e valores que tenho, e durante toda minha vida me deram condições de estudar e desenvolver minhas capacidades. Dedico também à minha esposa Amanda Almeida Smanioto, que me apoiou em todas as etapas desde o começo e sempre esteve ao meu lado me ajudando a superar todas as dificuldades para atingir nossos objetivos.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais **Lidio Smanioto** e **Elvira A. Nogueira Smanioto**, por todo apoio e esforço investido em minha formação pessoal e acadêmica. Desde pequeno sempre me diziam que o sonho deles era proporcionar uma graduação e profissão a mim e minha irmã, pois não tiveram essa oportunidade, hoje, posso ir além, concluindo pós graduação, graças a todo trabalho, oração e confiança a mim dedicados.

À minha esposa **Amanda Almeida Smanioto**, por toda compreensão e paciência demonstrada durante o período do mestrado. Sua dedicação foi fundamental para cada palavra escrita aqui, se tive tempo para escrever e desenvolver esse projeto, foi graças a todos os sacrifícios que realizou e abraçou junto comigo, tornando os meus sonhos parte dos seus também. Possui grande coração, bondade e caridade, colocando as necessidades dos outros acima da sua, de forma que tive todo apoio emocional e espiritual para poder concluir essa etapa e sonhar cada vez mais ao seu lado.

A minha irmã **Franciele Nogueira Smanioto**, seu marido **Paulo César Alves** e filhos **Theo** e **Alice**, obrigado por todo apoio e amizade em todos os períodos.

À minha orientadora **Profa. Dra. Mônica Vicky Bahr Arias**, por todo apoio, dedicação e orientação, não apenas no mestrado, mas em toda minha vida acadêmica. Agradeço todas as oportunidades, desde minha admissão no segundo ano da graduação para o Grupo de Prática Hospitalar em Neurologia de Pequenos Animais até o aceite para orientação nesse projeto de mestrado. Obrigado por todos os ensinamentos, exemplos e tempo dedicado em minha formação, através deles descobri a Neurologia Veterinária, área que tanto amo, admiro e irei me dedicar.

Ao meu coorientador **Prof. Dr. Paulo Vinicius Tertuliano Ramos**, de quem surgiu a ideia original desse projeto, e sempre esteve acessível durante todos os momentos, sanando dúvidas, mesmo com sua escassa disponibilidade de tempo. Tive o prazer e honra de conhecê-lo no Projeto de Neurologia da Profa. Mônica, durante a realização do seu mestrado juntamente com o **Dr. Gabriel Antonio Covino Diamante** na Universidade Estadual de Londrina, e

logo se tornaram referências para mim, tanto como pessoas quanto profissionais.

Agradecimento especial ao **César Augusto Pereira**, que foi fundamental no desenvolvimento das peças e do equipamento utilizado nos testes biomecânicos. Muito obrigado pela paciência e dedicação; esse estudo não poderia ocorrer sem sua colaboração.

Ao **Professor Dr. André Luis do Valle De Zoppa**, que gentilmente cedeu espaço no laboratório de biomecânica na Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, e juntamente com seu pós-graduando **Anderson F. Souza**, me ajudaram na realização de todos os ensaios biomecânicos.

Ao Grupo de Práticas Hospitalares em Neurologia Veterinária coordenado pela Prof. Mônica, deixo meu agradecimento especial por todos os anos de convívio e experiências, desde a graduação até a residência e mestrado, em especial aos pós-graduandos **Adan Peres Cabreira**, **Giselle Bernandes** e **Iago Smaili**, e aos graduandos **Akemi Oba**, **Ariadne Rocha**, **Daniele Gondaline**, **Giovana Nogueira** e **Karina Yaekashi**, por toda amizade e ajuda nas coletas de materiais para o projeto.

A todos os Professores da Universidade Estadual de Londrina, que fizeram parte de minha formação acadêmica, ressaltando o **Prof. Dr. Fernando de Biasi** e o **Prof. Dr. Júlio Augusto Naylor Lisboa**, que além de fazerem parte da minha graduação e residência, compuseram parte da banca de qualificação e defesa, juntamente com o **Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto**, colaborando para evolução desse projeto. Muito obrigado pela disponibilidade e contribuição de todos.

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

Ao CNPQ pela bolsa concedida.

“Deus é a minha salvação. Terei confiança e não temerei”

Isaías 12:2.

SMANIOTO, Danilo Nogueira. **Efeito da morfologia e da técnica de inserção de parafusos monocorticais na fixação vertebral cervical ventral em cadáveres de cães.** 2023. 90fls. Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina 2023.

## RESUMO

Os parafusos são implantes ortopédicos utilizados rotineiramente nas neurocirurgias, sendo que na fixação vertebral cervical ventral de cães são aplicados em sua grande maioria, de modo monocortical na superfície ventral do corpo vertebral, associado ao polimetilmetacrilato (PMMA) ou a placas bloqueadas, devido a maior segurança em relação ao uso de pinos bicorticais. A força de arrancamento (FA) é a principal forma de avaliar o poder de fixação desses implantes, e a morfologia dos parafusos, como diâmetro externo e interno, o passo, profundidade e angulação da rosca, e as técnicas de inserção e preparação do orifício piloto, como macheamento e torque de inserção, podem interferir diretamente nesse parâmetro, mas não há estudos sobre isso nas vértebras cervicais de cães. Portanto, o objetivo do presente trabalho foi avaliar o efeito da morfologia, do macheamento e do torque na FA de parafusos corticais (PCs) e parafusos bloqueados (PBs), inseridos nas vértebras cervicais de cadáveres de cães. Para isso, foram coletadas 16 colunas cervicais de cadáveres caninos que vieram a óbito ou foram submetidos à eutanásia por motivos não relacionados ao estudo. Após avaliação da densitometria óptica, as vértebras cervicais de C3 a C7 foram isoladas e separadas em dois grupos experimentais com 40 vértebras cada, sendo que cada vértebra recebeu dois PBs ou dois PCs monocorticais, um macheado e outro não. O torque foi mensurado digitalmente e a posição monocortical confirmada por meio de radiografias. Os parafusos foram submetidos ao teste de arrancamento em máquina de ensaios universal. Os resultados foram avaliados estatisticamente e foi encontrada diferença na FA e no torque entre os parafusos avaliados, sendo o PC com FA e torque superior ao PB ( $p < 0,001$ ). Encontrou-se forte relação entre torque e FA em ambos os parafusos avaliados ( $p < 0,001$ ). Não houve relevância entre macheamento e FA, mas ocorreu redução do torque com macheamento dos PCs ( $p = 0,002$ ). Dessa forma, as variações na morfologia dos parafusos e nas técnicas de inserção e preparação do orifício piloto influenciaram diretamente na FA dos parafusos corticais e bloqueados inseridos monocorticais nas vértebras cervicais dos cadáveres de cães avaliados.

**Palavras-chave:** Análise biomecânica, parafusos ósseos, coluna vertebral cervical, torque de inserção, força de arrancamento.

SMANIOTO, Danilo Nogueira. **Effect of morphology and insertion technique of monocortical screws on ventral cervical vertebral fixation in dog cadavers.** 2023. 90fls. Dissertation (Master's degree in Animal Science) – Londrina State University, Londrina 2023.

## ABSTRACT

Screws are orthopedic implants routinely used in neurosurgeries, and in ventral cervical vertebral fixation in dogs, they are mostly applied in a monocortical manner on the ventral surface of the vertebral body, associated with polymethylmethacrylate (PMMA) or locking plates, due to the increased safety of these techniques compared to the use of bicortical pins. Pullout strength (POS) is the primary measure to assess the fixation power of these implants. Screw morphology, such as external and internal diameter, pitch, thread depth and angle, and pilot hole insertion and preparation techniques, such as tapping and insertion torque, can directly influence this parameter. However, these factors have not been evaluated in canine cervical vertebrae according to the researched literature. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effect of screw morphology, tapping, and torque on the POS of cortical screws (CS) and locking screws (LS) inserted into cervical vertebrae of canine cadavers. For this purpose, 16 canine cadaver cervical columns were collected from animals that died or were euthanized for reasons unrelated to the study. After optical densitometry assessment, cervical vertebrae from C3 to C7 were isolated and divided into two experimental groups, each containing 40 vertebrae, each vertebrae received two monocortical LS or CS, one tapped and the other not. The insertion torque was digitally measured, and the monocortical positioning was confirmed through radiography. The screws were subjected to a pullout test using a universal testing machine. The results were statistically analyzed, and a difference in POS and torque between the evaluated screws was found, with CS exhibiting superior POS and torque than LS ( $p < 0.001$ ). A strong correlation was observed between torque and POS in both screw types ( $p < 0.001$ ). While tapping did not significantly impact POS, it did lead to a reduction in torque for CS ( $p = 0.002$ ). In conclusion, variations in screw morphology and techniques employed for insertion and pilot hole preparation directly influenced the POF of monocortical screws in the cervical vertebrae of the assessed canine cadavers.

**Keywords:** Biomechanics, bone screws, cervical vertebral column, insertion torque, pullout strength.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** – Desenho esquemático em corte transversal (A) e imagem lateral (B) da aplicação bicortical de pinos de Steinmann e PMMA na coluna cervical. .... 24
- Figura 2** – Desenho esquemático com visualização dorsal (A) e lateral (B) da aplicação monocortical de parafusos corticais associados ao PMMA. . 25
- Figura 3** – Desenho esquemático da utilização da placa bloqueada com espaçador intersomático na coluna cervical de cães ..... 26
- Figura 4** – Ilustração esquemática da inserção de parafusos corticais de maneira bicortical no centro dos processos transversos da vértebra cervical (A). Um pino de Steinmann é dobrado e posicionado contornando os parafusos inseridos nos processos transversos, agindo como uma barra de reforço ao ser fixado a esses implantes com fio de cerclagem (B). Em seguida é aplicado o PMMA a essa construção. .... 27
- Figura 5** – Ilustração esquemática das principais características dos parafusos....29
- Figura 6** – Principais parafusos ortopédicos. A- Parafuso esponjoso, B- Parafuso cortical e C- Parafuso bloqueado. .... 31

## LISTA DE FIGURAS DO ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

- Figura 1** – Imagem de radiografia digital da coluna cervical de um cão após a coleta, com destaque para as vértebras de C3-C7 utilizadas no estudo (A). Delimitação dos corpos vertebrais de C3 à C7, para posterior comparação com a escala de 20 graus de alumínio (B)..... 55
- Figura 2** – Desenho representativo dos parafusos corticais (A) e dos parafusos bloqueados (B) utilizados no estudo..... 58
- Figura 3** – Imagens com a técnica utilizada para definição dos pontos de inserções dos parafusos no corpo vertebral. .... 59
- Figura 4** – Dispositivo de arrancamento e guia utilizado para posicionamento das vértebras, perfuração, macheamento e inserção dos parafusos. .... 61
- Figura 5** – Posicionamento da broca com o stop e o macho na peça removível do dispositivo para mensuração dos orifícios na vértebra C3..... 62
- Figura 6** – Torquímetro digital com manopla para inserção e monitoração do torque máximo. .... 64
- Figura 7** – Radiografia individual da vértebra C6, após instrumentação com dois parafusos corticais 3,5 mm, sendo um macheado e outro não macheado. .... 65
- Figura 8** – Imagem esquemática do fluxograma das etapas do estudo ..... 66
- Figura 9** – Imagem do relatório gerado pelo software Tesc 3.13 após o teste de arrancamento do PC não macheado na vértebra C4, sendo destacado o pico da curva seguido por sua queda (seta amarela), que representa a força necessária para deslocar axialmente o parafuso, ou seja, a força de arrancamento desse implante. .... 67
- Figura 10** – Alinhamento da cabeça do parafuso ao eixo da máquina de ensaios realizado antes de inserir o conector de arrancamento. .... 69
- Figura 11** – Desenho do CAD representando o perfil do parafuso bloqueado e cortical segundo os seus respectivos passos. A área do filete da rosca está na cor cinza..... 70
- Figura 12** – Imagem da tela do projetor de perfil com o parafuso bloqueado (A) e parafuso cortical (B). Ampliação de 20X..... 71
- Figura 13** – Parafuso cortical não macheado após o teste de arrancamento, que permaneceu fixado a parte do tecido ósseo cortical ..... 77

## LISTA DE TABELAS DO ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

<b>Tabela 1</b> – Força de arrancamento (Média ± DP) dos parafusos implantados nas vértebras cervicais dentre os dois grupos avaliados .....	74
<b>Tabela 2</b> – Força de arrancamento e torque (Média ± DP) comparados entre os grupos avaliados.....	75
<b>Tabela 3</b> – Influência do torque sobre a FA nos grupos avaliados.....	75
<b>Tabela 4</b> – Área de contato entre parafuso e ossos (Média ± DP) nas vértebras cervicais dentre os quatro grupos avaliados. ....	78

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO/ASIF	Associação para o Estudo da Fixação Interna ( <i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/ Association for the Study of Internal Fixation</i> )
DMO	Densidade Mineral Óssea
EMC	Espondilomielopatia Cervical
FA	Força de Arrancamento
PBs	Parafusos Bloqueados
PCs	Parafusos Corticais
PMMA	Polimetilmetacrilato
N	Newton
DP	Desvio Padrão

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>18</b>
2.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA BÁSICA DA COLUNA VERTEBRAL .....	18
2.2 ESPONDILOMIELOPATIA CERVICAL OU SÍNDROME DE WOBBLER.....	20
2.3 FRATURAS E LUXAÇÕES DA COLUNA CERVICAL.....	21
2.4 TÉCNICAS DE ESTABILIZAÇÃO DA COLUNA CERVICAL.....	22
2.5 PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DOS PARAFUSOS .....	27
2.6 FATORES QUE INFLUENCIAM NO TESTE DE ARRANCAMENTO DOS PARAFUSOS ..	28
2.6.1 Força de Arrancamento .....	28
2.6.2 Características dos Parafusos.....	29
2.6.2.1 Passo e altura da rosca .....	29
2.6.2.2 Comprimento.....	30
2.6.2.3 Tipos de parafusos.....	30
2.6.3 Características do Local de Inserção.....	32
2.6.4 Técnicas de Inserção.....	33
2.6.4.1 Profundidade de inserção.....	34
2.6.4.2 Macheamento dos orifícios pilotos.....	35
2.7.4.3 Torque de Inserção.....	35
<b>3 REFERÊNCIAS</b> .....	<b>39</b>
<b>4 HIPÓTESES</b> .....	<b>49</b>
4.1 QUANTO AO TIPO DE PARAFUSO .....	49
4.2 QUANTO AO MACHEAMENTO .....	45
4.1 QUANTO AO TORQUE DE INSERÇÃO.....	45
<b>5 OBJETIVOS</b> .....	<b>50</b>
5.1 OBJETIVO GERAL.....	50
5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	50
<b>6 ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO</b> .....	<b>51</b>
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	<b>95</b>
<b>APÊNDICES</b> .....	<b>96</b>
APÊNDICE A – Tabela com informações dos animais utilizados no projeto.....	97
APÊNDICE B – Resultados obtidos no experimento divididos por grupos.....	98

APÊNDICE C – Resultados obtidos no experimento divididos por vértebras e grupos.....	102
<b>ANEXO .....</b>	<b>104</b>
ANEXO A .....	105

## 1 INTRODUÇÃO

1           As principais indicações para estabilização da coluna cervical caudal  
2 em cães são traumas que gerem fraturas e luxações (JEFFERY, 2010; WEH; KRAUS,  
3 2018), malformações vertebrais (FERNANDES et al., 2019) e espondilomielopatia  
4 cervical (EMC) (SHARP; WHEELER, 2005; DA COSTA, 2010). Os parafusos são um  
5 dos principais tipos de implantes utilizados para o tratamento dessas afecções,  
6 associados ao polimetilmetacrilato (PMMA) ou placas (BRUECKER; SEIM; BLASS,  
7 1989; VOSS; STEFFEN; MONTAVON, 2006; HICKS et al., 2009; HETTLICH;  
8 FOSGATE; LITSKY, 2017; BEISHUIZEN et al., 2021; MARINHO et al., 2018, 2022).

9           O uso de pinos bicorticais e PMMA na coluna cervical canina está  
10 associado a um risco grande de penetração no canal vertebral e/ou forame  
11 intervertebral, (CORLAZZOLI, 2008; HETTLICH et al., 2013a; HICKS et al., 2009;  
12 KOEHLER et al., 2005). Assim, a opção mais segura pesquisada é a utilização de  
13 parafusos monocorticais (BERGMAN et al., 2008; SCHÖLLHORN et al., 2013;  
14 SOLANO; FITZPATRICK; BERTRAN, 2015; HAKOZAKI et al., 2016; MORRISON et  
15 al., 2016; HETTLICH; FOSGATE; LITSKY, 2017; LEWCHALERMWONG; SUWANNA;  
16 MEIJ, 2018; BEISHUIZEN et al., 2021).

17           A utilização de parafusos monocorticais associados ao PMMA ou a  
18 placas bloqueadas conferiram alta rigidez para a coluna cervical de cadáveres de  
19 cães, e foram biomecanicamente equivalentes ao uso de pinos bicorticais com PMMA  
20 (HETTLICH et al., 2013; MORRISON et al., 2016; HETTLICH; FOSGATE; LITSKY,  
21 2017). Dessa forma, os parafusos são implantes fundamentais na neurocirurgia, e há  
22 diversos estudos e parâmetros biomecânicos disponíveis para avaliar a estabilidade  
23 após sua implantação (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; MOENS, 2017;  
24 ADDEVICO et al., 2020).

25           A força de arrancamento (FA) é um dos principais parâmetros  
26 estudados, e consiste na força exigida para retirar um parafuso, por meio de tração  
27 exercida no seu eixo longitudinal. Esta força pode ser afetada por diversos fatores,  
28 que envolvem principalmente as características dos parafusos e do tecido ósseo e suas  
29 diferentes técnicas de inserção, como o torque e macheamento (RYKEN et al., 1995;  
30 HITCHON et al., 2003; CONRAD et al., 2005; KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005;  
31 DEFINO et al., 2009; TAN et al., 2014; ADDEVICO et al., 2020).

1 Segundo o padrão do instituto AO/ASIF, parafusos bloqueados (PBs),  
2 possuem diâmetro interno maior, roscas mais finas e simétricas e um passo de rosca  
3 menor em relação aos parafusos corticais (PCs), e geralmente são utilizados apenas  
4 associados a placas bloqueadas (CRONIER et al., 2010). Possuem resistência igual  
5 às forças de avanço e arrancamento e boa fixação em ossos do tipo cortical,  
6 semelhante aos PCs, que são os mais indicados na associação com o PMMA na  
7 estabilização da coluna vertebral (GARCIA et al., 1994; BEAVER et al., 1996;  
8 KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; MIELE et al., 2015; ZDERO; AZIZ;  
9 NICAYENZI, 2017). No entanto, estudos recentes evidenciaram que parafusos com  
10 passo de rosca menor possuem fixação igual ou superior à parafusos com passo de  
11 rosca maior quando aplicados na coluna vertebral lombar humana ou em tecido  
12 sintético semelhante, possuindo forte correlação com a FA e torque de inserção  
13 (RICCI et al., 2010; SENG et al., 2019; ADDEVICO et al., 2020; SONG et al., 2023).

14 Os estudos biomecânicos que avaliaram a estabilidade dos implantes  
15 na coluna vertebral cervical de cães, se pautam especialmente na avaliação da rigidez  
16 das construções (HICKS et al., 2009; HETTLICH et al., 2013; HAKOZAKI et al., 2016;  
17 MORRISON et al., 2016 HETTLICH; FOSGATE; LITSKY, 2017;  
18 LEWCHALERMWONG; SUWANNA; MEIJ, 2018; MARINHO et al., 2022). No entanto,  
19 nenhum estudo avaliou a FA dos parafusos ou comparou diferentes morfologias  
20 desses implantes, o que de fato, estimulou a realização desse estudo. Portanto, o  
21 objetivo do presente estudo foi comparar biomecanicamente a FA dos PCs e PBs e a  
22 influência do macheamento e do torque na FA desses implantes na coluna cervical de  
23 cadáveres de cães.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA BÁSICA DA COLUNA VERTEBRAL

1                   A coluna vertebral é uma estrutura mecânica complexa composta por  
2 várias vértebras conectadas por articulações e sustentada por diversos componentes  
3 anatômicos, como ossos, musculatura e ligamentos, que têm como objetivo primário  
4 proteger o tecido neural, e conferir ao mesmo tempo resistência e mobilidade  
5 segmentar controlada (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; JEFFERY, 2010). Os  
6 cães possuem sete vértebras cervicais, 13 torácicas, sete lombares, três vértebras  
7 sacrais fusionadas e o número de vértebras caudais é variado (SHARP; WHEELER,  
8 2005).

9                   Apesar das vértebras possuírem características semelhantes, existem  
10 diferenças importantes entre elas. Os corpos vertebrais ficam localizados  
11 ventralmente à medula espinhal e são os principais responsáveis por suportar a carga  
12 axial. Seu centro é composto principalmente por osso esponjoso altamente  
13 vascularizado, vermelho e relativamente macio, com osso cortical, branco, denso e  
14 firme perifericamente, que forma as placas terminais vertebrais na região  
15 craniocaudal. Animais imaturos possuem placas de crescimento na região cranial e  
16 caudal dos corpos vertebrais, que se fecham nos cães por volta dos 11 meses de  
17 idade. Adjacente aos corpos vertebrais encontra-se o disco intervertebral, composto  
18 pelo núcleo pulposo e ânulo fibroso, com as funções de absorver e tolerar carga de  
19 maneira cíclica (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; SHARP; WHEELER, 2005;  
20 AMANI, 2013; MIELE et al., 2015; ROUHI).

21                   As facetas articulares associadas aos discos intervertebrais fornecem  
22 maior suporte de carga e são fundamentais para a estabilidade vertebral, uma vez que  
23 suas diferentes orientações, juntamente com os ligamentos e com a anatomia do  
24 corpo vertebral, controlam os principais movimentos em cada segmento, dando-lhes  
25 características biomecânicas diferentes (JEFFERY, 2010; MIELE et al., 2015).

26                   Existem variações anatômicas importantes entre as sete vértebras  
27 cervicais, que requerem maior atenção na abordagem dessa região. As duas  
28 primeiras vértebras, denominadas atlas (C1) e áxis (C2) são completamente distintas  
29 das demais, e não há disco intervertebral entre elas. O atlas é composto em sua maior

1 parte por massas laterais, que são pontos de referência importantes na abordagem  
2 cirúrgica. Seu corpo vertebral é menor e as artérias vertebrais passam pelo forame  
3 transverso localizado no processo transverso. O áxis possui uma proeminência em  
4 direção ao atlas, denominada processo odontóide, que emerge do seu corpo vertebral  
5 para o assoalho do canal vertebral e se liga ao atlas e ao crânio por estruturas  
6 ligamentares, que formam a articulação atlanto-occipital (SHARP; WHEELER, 2005).

7 As demais vértebras cervicais possuem estruturas anatômicas  
8 semelhantes entre si, com algumas particularidades importantes, como o processo  
9 transverso de C6, que é mais proeminente e projeta-se ventralmente, e é usado como  
10 ponto de referência para abordagem cirúrgica. Além disso, possuem pedículos  
11 estreitos, ao contrário das vértebras cervicais humanas, além do forame transverso  
12 localizado no processo transverso, contendo artérias, veias e nervos vertebrais  
13 (SHARP; WHEELER, 2005; WEH; KRAUS, 2018). Essas características tornam os  
14 corredores de implantação cirúrgica nessa região estreitos, principalmente para  
15 implantes bicorticais, que podem facilmente penetrar o canal vertebral ou forame  
16 transverso (WATINE et al., 2006).

17 A coluna cervical normalmente possibilita movimentação em todos os  
18 planos, incluindo o de torção, sendo a região caudal menos rígida quando comparada  
19 à região cranial, o que torna os discos intervertebrais C5-C6 e C6-C7 os mais  
20 susceptíveis à afecções como a EMC (JOHNSON et al., 2011).

21 A compreensão da biomecânica da coluna vertebral é fundamental  
22 para o neurocirurgião ou ortopedista decidir qual método e técnica de instrumentação  
23 irá utilizar na estabilização desta. Nas últimas décadas, houve aumento substancial  
24 no número de estudos biomecânicos, nos quais por meio da utilização de princípios  
25 físicos bem definidos, são analisados os efeitos da energia e das forças aplicadas em  
26 um sistema biológico, que visam reproduzir afecções *in vivo* para auxiliar na escolha  
27 do melhor tratamento clínico. Porém, devido às diversas restrições dos estudos *in*  
28 *vivo*, a maioria dos experimentos biomecânicos são inicialmente feitos em cadáveres  
29 e depois comprovados clinicamente (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; MIELE  
30 et al., 2015).

31 Nessa revisão, quando citados os termos anterior e superior refere-se  
32 à coluna vertebral em seres humanos e ao citar os termos ventral e dorsal é feito  
33 referência à coluna vertebral de cães.

## 2.2 ESPONDILOMIELOPATIA CERVICAL OU SÍNDROME DE WOBBLER

1                   A EMC também conhecida como síndrome de Wobbler, é uma doença  
2   vertebromedular que afeta principalmente cães de raças grandes e gigantes, cuja  
3   fisiopatologia abrange fatores estáticos e dinâmicos, que resultam em graus variados  
4   de déficits neurológicos e dor cervical. Decorre de compressão medular e de raízes  
5   nervosas por estenose do canal vertebral, normalmente nos discos cervicais caudais,  
6   causada por doença do disco intervertebral ou associada à malformação óssea,  
7   provavelmente de origem congênita (JOHNSON et al., 2011; DA COSTA; ECHANDI;  
8   BEAUCHAMP, 2012).

9                   Apesar dos inúmeros estudos sobre o tema, a etiologia da EMC ainda  
10   não foi elucidada, porém existem motivos possivelmente associados, tais como  
11   conformação corporal, fatores genéticos, congênitos e nutricionais. Existem duas  
12   formas principais de ocorrência da EMC, a disco-associada e a ósseo-associada; em  
13   ambas podem estar presentes compressões dinâmicas, ou seja, lesões que pioram  
14   ou melhoram pela mudança do posicionamento da coluna cervical (DA COSTA, 2010).

15                  A cirurgia é o tratamento de escolha, pois essa afecção é progressiva  
16   e o tratamento cirúrgico pode conter sua evolução, mas o tratamento médico, que  
17   consiste basicamente em restrição de exercícios, anti-inflamatórios esteroidais e  
18   fisioterapia, possui boa taxa de melhora ou estabilização do quadro, devido à  
19   progressão lenta da doença, levando alguns tutores a optarem por essa forma de  
20   tratamento, devido ao alto custo da cirurgia ou aos riscos anestésicos. Porém,  
21   geralmente o tratamento médico é prescrito apenas de maneira temporária para aliviar  
22   os sinais clínicos no início dos primeiros déficits neurológicos, ou quando cães  
23   afetados ainda não atingiram a maturidade esquelética (SHARP; WHEELER, 2005;  
24   DA COSTA, 2010).

25                  Há duas categorias de técnicas cirúrgicas descritas para o tratamento  
26   da EMC, descompressão direta e indireta. Geralmente, as compressões ventrais  
27   estáticas são tratadas através da descompressão direta, que consiste na técnica de  
28   *slot* ventral, e a descompressão indireta baseia-se essencialmente no uso de técnicas  
29   de distração-estabilização, sendo esta técnica indicada para o tratamento de lesões  
30   dinâmicas ou com múltiplas compressões (SHARP; WHEELER, 2005; DA COSTA,  
31   2010).

1                   Existe um grande número de técnicas cirúrgicas descritas para a  
2 realização da descompressão indireta pelo método de distração-estabilização, tais  
3 como o uso de parafusos monocorticais ou pinos bicorticais associados ao PMMA  
4 (BRUECKER; SEIM; BLASS, 1989; BERANEK; TOMEK; LORINSON, 2013),  
5 parafusos pediculares poliaxiais com hastes (MARINHO et al., 2018; TUAN; SOLANO;  
6 FITZPATRICK, 2019) e placas bloqueadas de vários modelos diferentes (TROTTER,  
7 2009; MORGAN, 2011; REINTS BOK et al., 2019; STEFFEN; VOSS), todas  
8 associadas ou não a discectomia com uso de espaçadores intervertebrais, e  
9 diferentes tipos de enxerto ósseo (DA COSTA, 2010). Os implantes monocorticais são  
10 os mais indicados, pois a inserção de implantes bicorticais apresenta alto risco de  
11 penetração do canal vertebral e forame vertebral (CORLAZZOLI, 2008; HETTLICH et  
12 al., 2013).

### 2.3 FRATURAS E LUXAÇÕES DA COLUNA CERVICAL

13                   Outras afecções que podem necessitar de estabilização da coluna  
14 vertebral são as fraturas e luxações. As principais causas são os traumas de alto  
15 impacto, principalmente acidentes veiculares que acometem 40 a 60% desses casos,  
16 quedas de altura e acidentes com armas de fogo (JEFFERY, 2010; WEH; KRAUS,  
17 2018).

18                   Lesões traumáticas na coluna cervical são pouco frequentes quando  
19 comparadas às outras regiões da coluna vertebral, como relatado em estudo com 109  
20 cães acometidos por fraturas vertebrais, em que somente 6,42% dos casos  
21 apresentaram fraturas cervicais (PEREIRA et al., 2019). A região cervical mais  
22 acometida por fraturas em casos de traumas é o processo odontóide da segunda  
23 vértebra cervical, abrangendo aproximadamente 50% de todas as fraturas cervicais.  
24 As fraturas da região cervical caudal são as menos comuns. (JEFFERY, 2010; WEH;  
25 KRAUS, 2018). Em um estudo que avaliou 56 cães com fraturas da coluna cervical,  
26 sendo que 52 % desses animais tiveram fraturas em C2 e apenas 15% nas vértebras  
27 de C3 a C7 (HAWTHORNE et al., 1999), provavelmente devido à diferença de  
28 mobilidade entre a região cervical cranial e a região cervical caudal, principalmente  
29 em casos do tipo trauma de flexão-compressão (WEH; KRAUS, 2018).

1                   A decisão sobre indicação ou não da realização de estabilização  
2 vertebral cirúrgica deve ser baseada no grau de instabilidade vertebral e de  
3 compressão da medula espinhal, alterações biomecânicas no foco da fratura,  
4 cronicidade da lesão e principalmente na avaliação clínica e neurológica do estado do  
5 paciente (WEH; KRAUS, 2018). Além disso, a maioria das fraturas na região cervical  
6 apresentam baixo grau de alterações neurológicas, em virtude da diferença  
7 relativamente grande na relação entre o diâmetro da medula espinhal e do canal  
8 medular, devido a isso alguns autores indicam o tratamento cirúrgico apenas para as  
9 fraturas mais instáveis (SHARP; WHEELER, 2005). Apesar de haver poucos relatos  
10 clínicos de estabilizações de fraturas cervicais, esse procedimento possui um elevado  
11 índice de mortalidade, que em um estudo chegou a 36% dos casos (HAWTHORNE et  
12 al., 1999).

13                   O grau de instabilidade vertebral pode ser avaliado através da teoria  
14 dos três compartimentos, que divide a vértebra em compartimento dorsal, médio e  
15 ventral, de forma que caso haja lesões em dois ou mais compartimentos, a lesão é  
16 instável. Essa teoria foi desenvolvida inicialmente na medicina humana (DENIS, 1983)  
17 e recentemente comprovada na medicina veterinária em um estudo na coluna  
18 toracolombar (DIAMANTE et al., 2020).

#### 2.4 TÉCNICAS DE ESTABILIZAÇÃO VENTRAL DA COLUNA CERVICAL

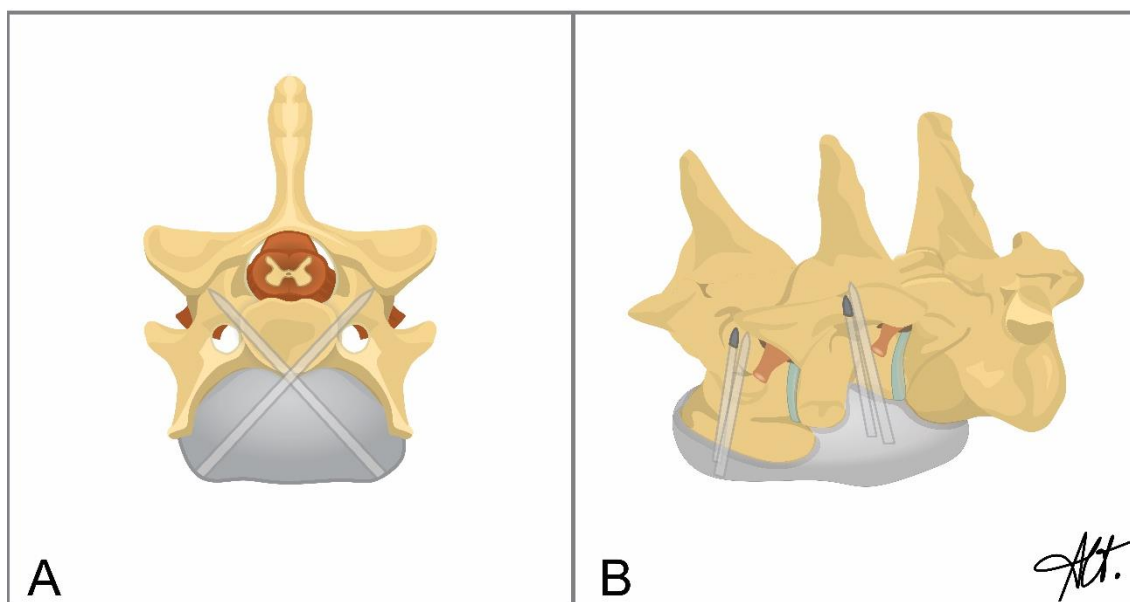
19                   Para a realização da cirurgia de estabilização cervical em cães, a  
20 técnica de inserção de implantes no corpo vertebral, por acesso ventral, é a mais  
21 utilizada, pois a quantidade de músculos na região dorsal é muito superior à ventral,  
22 o que aumenta o espaço morto e conseqüentemente as chances de infecções do sítio  
23 cirúrgico. Além disso, ao contrário dos humanos, as vértebras cervicais de cães  
24 possuem pedículos com tamanhos reduzidos, dificultando a passagem segura de  
25 implantes bicorticais e transpediculares, e aumenta as chances de penetração da  
26 artéria e veia vertebral no forame transversos. Dessa forma, os corpos vertebrais  
27 apresentam maior quantidade de tecido ósseo disponível, sendo facilmente  
28 acessados ventralmente, porém deve-se ter muito cuidado ao realizar esse acesso,  
29 pois essa região possui estruturas vitais fundamentais como traqueia, esôfago,

1 carótida e plexo carotídeo (JONES et al., 1997; SHARP; WHEELER, 2005; HETTLICH  
2 et al., 2013).

3 Existem vários métodos de estabilização ventral da coluna cervical  
4 utilizados e testados, sendo a escolha da técnica dependente de fatores como  
5 localização da lesão, porte do paciente, preferência do cirurgião e opções de  
6 implantes disponíveis (VOSS; STEFFEN; MONTAVON, 2006; WEH; KRAUS, 2018).

7 A técnica de colocação de pinos de Steinmann de maneira bicortical  
8 e com PMMA já foi amplamente recomendada, tanto para estabilização de fraturas,  
9 quanto como método de distração-estabilização na EMC. Nessa técnica, são  
10 aplicados dois pinos por vértebra na linha média ventral do corpo vertebral na coluna  
11 cervical, em ângulo entre 30° a 45° (Figura 1), porém há alto risco de penetração do  
12 canal vertebral e do forame intervertebral, como visto em estudos biomecânicos  
13 (KOEHLER et al., 2005; HICKS et al., 2009; HETTLICH et al., 2013), ensaios clínicos  
14 não controlados (BRUECKER; SEIM; BLASS, 1989) e estudos com simulações em  
15 tomografias cervicais de cães (WATINE et al., 2006; CORLAZZOLI, 2008). Em alguns  
16 estudos, essa penetração inadequada ocorreu em 25% a 100% na aplicação desses  
17 implantes (KOEHLER et al., 2005; CORLAZZOLI, 2008; HICKS et al., 2009;  
18 HETTLICH et al., 2013).

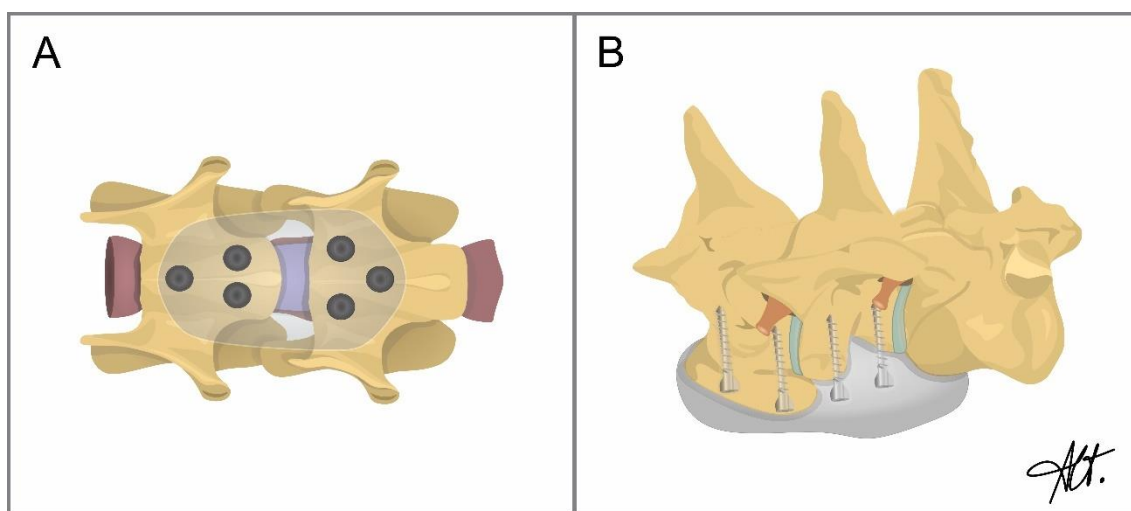
**Figura 1** – Desenho esquemático em corte transversal (A) e imagem lateral (B) da aplicação bicortical de pinos de Steinmann e PMMA na coluna cervical.



Fonte: Arquivo pessoal.

1                    Dessa forma, busca-se por implantes mais seguros, como parafusos,  
2 também inseridos no corpo das vértebras, porém de maneira monocortical,  
3 associados ao PMMA (Figura 2). Observou-se em dois estudos biomecânicos que  
4 utilizaram PMMA e três parafusos corticais por vértebra, inseridos de maneira  
5 monocortical, que essa técnica confere alta rigidez e boa estabilidade para a coluna  
6 cervical, sendo biomecanicamente equivalente aos pinos bicorticais com PMMA e  
7 placas bloqueadas (HETTLICH et al., 2013; HETTLICH; FOSGATE; LITSKY, 2017),  
8 com vantagens de possuir menor custo e maior versatilidade na escolha do local de  
9 inserção dos implantes, quando comparado às placas bloqueadas (HETTLICH et al.,  
10 2013; MORRISON et al., 2016).

**Figura 2** – Desenho esquemático com visualização dorsal (A) e lateral (B) da aplicação monocortical de parafusos corticais associados ao PMMA.



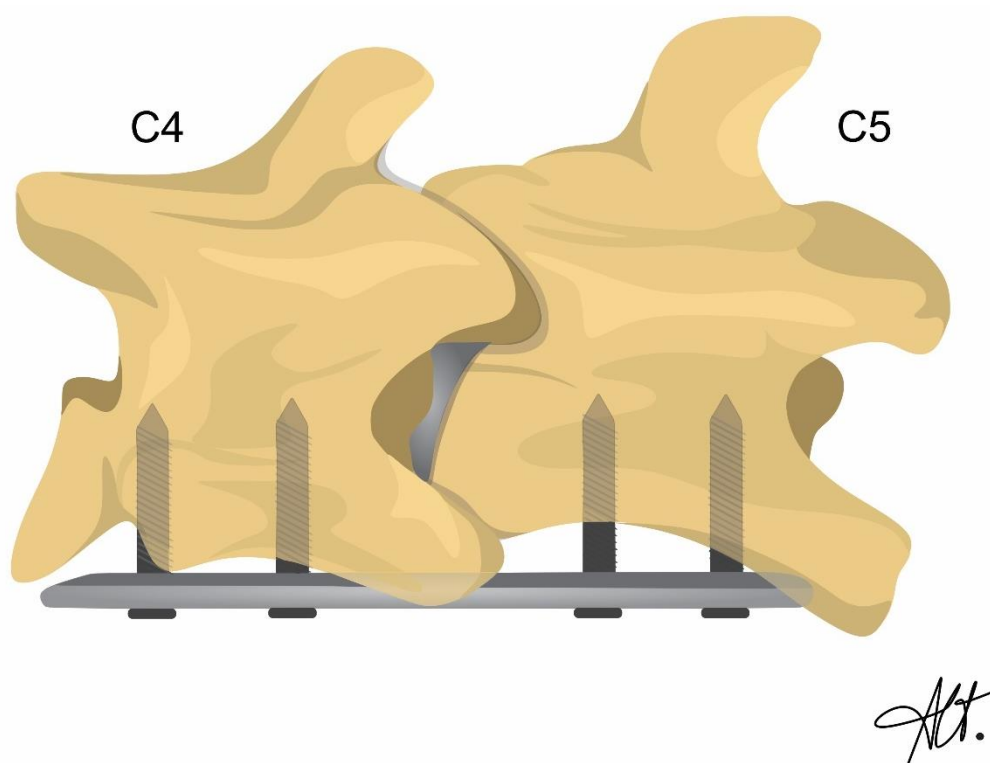
Fonte: Arquivo pessoal.

11                    As placas bloqueadas também são amplamente utilizadas na  
12 estabilização vertebral cervical de cães, associadas ou não com a técnica de distração  
13 em pacientes com EMC, e com ou sem o uso de espaçador intersomático (Figura 3),  
14 com vantagens de ser um implante com baixo perfil, de remoção mais simples e não  
15 requer moldagem para haver o contorno perfeito da superfície do corpo vertebral onde  
16 são aplicadas, como ocorre com placas não-bloqueadas tradicionais que não são  
17 recomendadas nessa região devido a isso. Placas bloqueadas poliaxiais possuem a  
18 vantagem de permitir uma determinada variação no ângulo de inserção dos parafusos,  
19 ao contrário das placas bloqueadas com construção em um ângulo estável, onde o

1 parafuso somente é inserido em ângulo de 90° em relação à placa (AGNELLO et al.,  
2 2010; HETTLICH et al., 2014; HETTLICH; FOSGATE; LITSKY, 2017; HETTLICH,  
3 2023).

4 Outra vantagem desses implantes é que não apresentam as  
5 complicações relacionadas ao PMMA, como lesões e compressão das estruturas ao  
6 seu redor devido à reação exotérmica e ao seu grande volume, que também pode  
7 dificultar a síntese dos planos incisados durante a cirurgia, além de infecção do sítio  
8 cirúrgico em decorrência da porosidade do cimento ósseo. No entanto, o formato das  
9 placas bloqueadas não permite sua adaptação e acoplamento correto aos corpos  
10 vertebrais, devido ao fato da trajetória do parafuso ser pré-definida pelo local do orifício  
11 na placa, comprimento e tamanho da mesma (HETTLICH; FOSGATE; LITSKY, 2017).

**Figura 3** – Desenho esquemático da utilização da placa bloqueada na coluna cervical de cães.

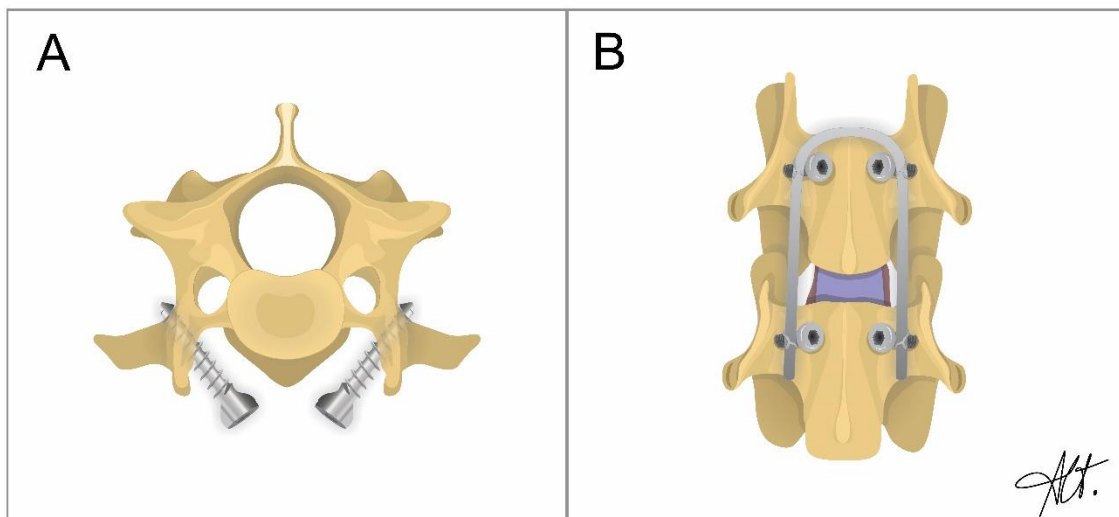


**Fonte:** Arquivo pessoal.

12 Devido ao risco de penetração do canal vertebral existe uma variação  
13 ou possível incrementação na técnica de parafusos monocorticais/PMMA, que  
14 consiste na inserção de parafusos corticais de forma bicortical no centro dos

1 processos transversos, bilateralmente nas vértebras cervicais, projetados  
2 perpendicularmente ao plano do lado medial do processo transversos (Figura 4-A),  
3 sobressaindo de 10 a 15 mm, associados a um pino de Steinmann em forma de U,  
4 que se fixa aos parafusos através de fios de cerclagem (Figura 4-B), e por fim  
5 acrescenta-se o PMMA sobre os parafusos. Os parafusos não devem ser inseridos  
6 próximos à base do processo transversos para prevenir lesões na região do forame  
7 transversos onde passa a artéria vertebral, e dependem da maturidade óssea e  
8 tamanho das vértebras para possibilitar boa estabilidade da construção. Essa técnica  
9 possui como principal vantagem a prevenção da penetração dos implantes no canal  
10 vertebral, e em um estudo mostrou ser biomecanicamente equivalente à técnica de  
11 pinos/PMMA (HICKS et al., 2009).

**Figura 4** – Ilustração esquemática da inserção de parafusos corticais de maneira bicortical no centro dos processos transversos da vértebra cervical (A). Um pino de Steinmann é dobrado e posicionado para contornar os parafusos inseridos nos processos transversos, agindo como uma barra de reforço ao ser fixado a esses implantes com fio de cerclagem (B). Em seguida é aplicado o PMMA a essa construção.

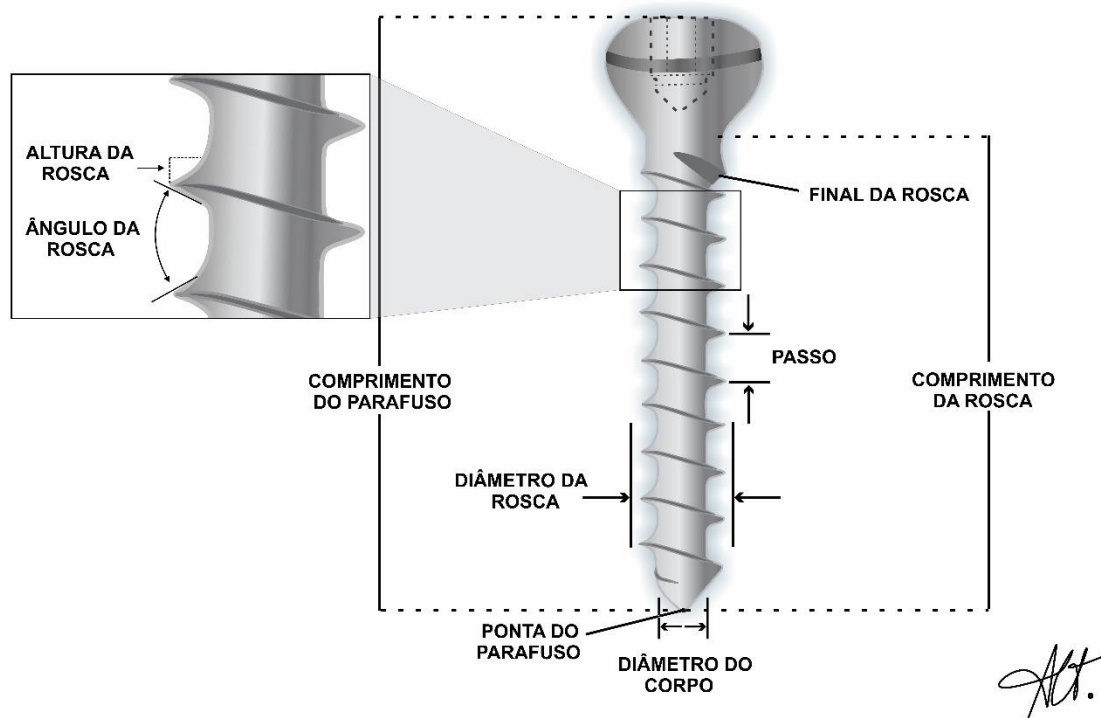


**Fonte:** Arquivo pessoal.

## 2.5 PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS DOS PARAFUSOS

1           Dentre as características de um parafuso, destacam-se o seu  
2 comprimento, diâmetro e profundidade ou altura da rosca, diâmetro do corpo (ou alma)  
3 e passo da rosca. O diâmetro da rosca, também chamado de diâmetro principal,  
4 normalmente identifica o tamanho do parafuso, sendo esse um dos principais fatores  
5 determinantes da sua resistência ao arrancamento. O diâmetro do corpo, também  
6 chamado de diâmetro menor ou alma, é o diâmetro da haste, ou seja, da região interna  
7 do parafuso sem a rosca. Geralmente determina o diâmetro do orifício que deve ser  
8 perfurado no osso antes da inserção do parafuso, sendo também, característica  
9 determinante na resistência ao cisalhamento e à flexão, e com menor influência na  
10 resistência à tração do parafuso. O passo consiste em um aspecto da rosca, que pode  
11 ser descrito como a distância entre duas roscas seguidas (Figura 5) (ZDERO; AZIZ;  
12 NICAYENZI, 2017).

**Figura 5** – Ilustração esquemática das principais características dos parafusos.



**Fonte:** Arquivo pessoal.

## 2.6 FATORES QUE INFLUENCIAM NA FIXAÇÃO DOS PARAFUSOS

### 2.6.1 Força de Arrancamento

1 Na avaliação biomecânica dos parafusos, a FA, que consiste na força  
2 exigida para retirar um parafuso por meio de tração exercida no seu eixo longitudinal  
3 através do teste de arrancamento, é normalmente a principal forma de avaliação da  
4 resistência e do grau de fixação desses implantes encontrada em literatura, portanto  
5 é fundamental sua avaliação (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; ADDEVICO et  
6 al., 2020). Porém, existem outros testes que podem ser realizados, como teste de  
7 torção, teste de rigidez, teste de torque e teste de carga cíclica ou alternância. Contudo  
8 são realizados com menor frequência (CHAPMAN et al., 1996; COOK, 2004; MAHAR  
9 et al., 2006; MOHAMAD et al., 2006; BECKER et al., 2008; TANKARD et al., 2013;  
10 BOSTELMANN et al., 2017; ADDEVICO et al., 2020).

11 Diversos fatores podem afetar a FA, principalmente as características  
12 dos parafusos e do tecido ósseo e suas diferentes técnicas de inserção, como o  
13 torque, macheamento e diâmetro do orifício piloto. Portanto, as principais estratégias  
14 para melhorar a fixação desses implantes se baseiam na variação dos tipos de  
15 parafusos e técnicas de inserção nos diferentes tecidos ósseos (RYKEN et al., 1995;  
16 KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; DEFINO et al., 2009; TANKARD et al., 2013;  
17 TAN et al., 2014; ADDEVICO et al., 2020).

### 2.6.2 Características dos Parafusos

18 As principais características dos parafusos que podem influenciar na  
19 FA são o passo, angulação e formato da rosca (; CONRAD et al., 2005; KRENN et al.,  
20 2008; SHEN et al., 2019; ADDEVICO et al., 2020; KARAKAŞLI; ACAR; HÜSEMOĞLU,  
21 2021; FENG et al., 2021, 2022; SONG et al., 2023), diâmetro interno e externo que  
22 determinam a profundidade da rosca, comprimento (CHAPMAN et al., 1996; SELLER  
23 et al., 2007; KARAKAŞLI, 2016; OKAZAKI et al., 2020; VIEZENS et al., 2021) e tipo  
24 de parafuso utilizado (PORTO et al., 2012; ZDERO; AZIZ; NICAYENZI, 2017;  
25 KARAKAŞLI; ACAR; HÜSEMOĞLU, 2021).

### 2.6.2.1 Passo e altura da rosca

1 A influência do passo de rosca e da sua altura na FA dos parafusos  
2 foi evidenciada em um estudo que comparou a FA de 21 tipos diferentes de parafusos  
3 esponjosos testados em material sintético com densidade semelhante ao osso  
4 esponjoso humano, constatando que uma diminuição no passo da rosca e um  
5 aumento na sua profundidade podem melhorar a fixação dos parafusos em materiais  
6 com maior porosidade (CHAPMAN et al., 1996). Nesse mesmo estudo houve também  
7 alta correlação entre a FA e o diâmetro maior do parafuso, semelhante ao encontrado  
8 em estudos recentes utilizando parafusos pediculares no tecido vertebral ou em  
9 material sintético similar (WEIDLING et al., 2020; VIEZENS et al., 2021).

10 LIU et al. (2020) compararam a FA de parafusos pediculares cônicos  
11 e cilíndricos com três tipos de roscas diferentes em vértebras L4 artificiais e blocos de  
12 espuma de poliuretano, sendo que o parafuso com rosca dupla, que possui passo e  
13 altura de rosca diferentes no início e no final do parafuso, apresentou a maior FA. Em  
14 outro estudo também constatou-se diferença importante na FA entre parafusos  
15 pediculares com roscas duplas e simples (SHEN et al., 2019).

16 Além disso, o passo e altura da rosca influenciam diretamente na área  
17 total de contato do implante com o osso, de forma que em ossos densos e compactos  
18 quanto menor o passo de rosca, maior é a superfície de contato com o implante, fato  
19 fundamental no tecido ósseo vertebral, devido à importância do osso cortical para a  
20 FA de implantes inseridos nessa região (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005).

### 2.6.2.2 Comprimento

21 O comprimento do parafuso inserido pode afetar diretamente na sua  
22 fixação. Um aumento de 1 mm no comprimento do parafuso se traduziu em 16 N de  
23 força aumentada no arrancamento de PCs e PBs em um modelo ósseo de espuma  
24 (CONRAD et al., 2005). Em outro estudo, comparou-se a FA de parafusos cervicais  
25 auto-rosqueantes e auto-macheáveis nas vértebras cervicais de humanos, e  
26 constatou-se alta correlação entre a FA e o comprimento dos parafusos inseridos  
27 (HITCHON et al., 2003). Esse fator também interfere na área de contato do implante  
28 com o osso, que pode influenciar diretamente na FA, e pode ser calculada e

1 correlacionada com outros parâmetros como torque e técnicas de inserção dos  
2 parafusos (PORTO et al., 2012; OKAZAKI et al., 2020; WEIDLING et al., 2020).

### 2.6.2.3 Tipos de Parafusos

3           Existem dois tipos principais de parafusos não bloqueados, os  
4 esponjosos (Figura 6-A) e corticais (Figura 6-B). Os PCs possuem um passo de rosca  
5 menor e um corpo (ou alma) maior que os parafusos esponjosos. Sua rosca é  
6 assimétrica, para permitir maior contato com osso, conferindo-lhe alta resistência às  
7 forças de arrancamento. A aplicação de parafusos esponjosos é recomendada em  
8 ossos com menor densidade, como os trabeculares e esponjosos, e os PCs em ossos  
9 com maior densidade, como do tipo cortical nas diáfises de ossos longos  
10 (KOWALSKI; FERRARA; BENZEL, 2005; ZDERO; AZIZ; NICAYENZI, 2017).

11           No entanto, as vértebras são compostas macroscopicamente por  
12 tecido ósseo esponjoso em seu interior e tecido ósseo cortical ao redor, sendo o tecido  
13 esponjoso presente em maior quantidade. Dessa forma, a superfície de contato dos  
14 PCs nesse local é maior com o osso esponjoso, porém a carga de arrancamento dos  
15 parafusos vertebrais é transmitida principalmente por meio do osso cortical para as  
16 primeiras roscas adjacentes à cabeça do parafuso, conferindo assim fixação superior  
17 aos parafusos esponjosos, sendo os mais indicados na associação com o PMMA na  
18 coluna vertebral (GARCIA et al., 1994; BEAVER et al., 1996; KOWALSKI; FERRARA;  
19 BENZEL, 2005).

**Figura 6** – Principais parafusos ortopédicos. A- Parafuso esponjoso, B- Parafuso cortical e C- Parafuso bloqueado.



Art.

**Fonte:** Arquivo pessoal.

1                    Em um teste de arrancamento em vértebras lombares de ovelhas com  
2 parafusos pediculares corticais e esponjosos, com diferentes *designs* de rosca,  
3 alternando entre padrões corticais e esponjosos totalmente ou parcialmente  
4 rosqueados e padrões mesclando os dois tipos de roscas no início e no final, o  
5 parafuso com rosca cortical completa apresentou FA superior, portanto, obteve melhor  
6 desempenho que os parafusos esponjosos (KARAKAŞLI; ACAR; HÜSEMOĞLU,  
7 2021). Em outro estudo constatou-se resultado semelhante ao testar a FA desses dois  
8 parafusos pediculares totalmente rosqueados em material sintético (CONRAD et al.,  
9 2005).

10                    Outro tipo de parafuso rotineiramente utilizado é o PB (Figura 6-C),  
11 que possui um passo de rosca menor que os PCs e diâmetro do corpo maior,  
12 resultando em uma profundidade de rosca menor, o que fornece resistência igual às  
13 forças de avanço e arrancamento e boa fixação em ossos do tipo cortical, porém  
14 geralmente são utilizados apenas associados às placas bloqueadas (CRONIER et al.,  
15 2010). Parafusos com passo de rosca menor possuem fixação igual ou superior a  
16 parafusos com passo de rosca maior quando aplicados na coluna vertebral ou em

1 tecido sintético semelhante (RICCI et al., 2010; SENG et al., 2019; ADDEVICO et al.,  
2 2020; SONG et al., 2023).

3 Os PCs foram superiores aos PBs no teste de arrancamento realizado  
4 em fêmures sintéticos, porém os mesmos possuíam diâmetro interno superior aos  
5 bloqueados, ao contrário de alguns PBs disponíveis comercialmente, que possuem  
6 diâmetro externo superior aos PCs (KARAKAŞLI, 2016). Além disso, o tecido ósseo  
7 artificial testado possui características completamente diferentes do tecido ósseo  
8 vertebral, como densidade mineral óssea (DMO), que pode influenciar diretamente no  
9 desempenho desses implantes (RYKEN et al., 1995; HITCHON et al., 2003;  
10 REITMAN; NGUYEN; FOGEL, 2004; LEE et al., 2021).

### 2.6.3 Características do Local de Inserção

11 O local de inserção do parafuso e, conseqüentemente, a DMO  
12 também possui grande interferência na FA, como evidenciado em diversos estudos  
13 nos quais houve forte correlação entre esses fatores e o torque de inserção  
14 (HALVORSON et al., 1994; RYKEN et al., 1995; REITMAN; NGUYEN; FOGEL, 2004;  
15 VARGHESE; SARAVANA KUMAR; KRISHNAN, 2017; ADDEVICO et al., 2020; LEE  
16 et al., 2021;). Porém, a maioria dos estudos é realizado com materiais sintéticos como  
17 molde para a inserção e teste de arrancamento dos parafusos ao invés de cadáveres,  
18 tais como espuma rígida de poliuretano, comumente utilizada nesses  
19 experimentos (CHAPMAN et al., 1996; DEFINO et al., 2009; CHATZISTERGOS;  
20 SAPKAS; KOURKOULIS, 2010; VARGHESE; SARAVANA KUMAR; KRISHNAN,  
21 2017; SHEN et al., 2019; LIU et al., 2020; WEIDLING et al., 2020; FENG et al., 2022).  
22 Apesar de possuírem resultados semelhantes, o desempenho desses implantes em  
23 materiais sintéticos é marcadamente diferente em relação aos realizados em  
24 cadáveres, fato constatado em um estudo realizado com fêmures e ossos sintéticos  
25 com baixa densidade, que além de evidenciar redução significativa na FA de  
26 parafusos corticais auto-macheantes, mostraram que a FA foi em média 885.75 N  
27 maior no material sintético osteoporótico e 4.095 N maior no osso sintético normal em  
28 relação aos cadáveres. Apesar disso, ambos tiveram tendência de desempenho  
29 similar (SCHOENFELD et al., 2008). Os materiais sintéticos possuem algumas  
30 vantagens como redução da variabilidade interespecie de ossos de cadáveres e a

1 redução das deformações ou quebras durante o teste de carga mecânica (SHEN et  
2 al., 2019).

3           Em um estudo comparou-se a utilização de dois tipos de materiais  
4 sintéticos com os pedículos de vértebras lombares humanas na FA de parafusos  
5 poliaxiais, e evidenciou que um novo material sintético utilizando uma bicamada de  
6 espuma para representar o osso cortical teve resultado com maior similaridade ao  
7 osso vertebral humano do que o material sintético padrão (VARGHESE; KRISHNAN;  
8 SARAVANA KUMAR, 2018).

#### 2.6.4 Técnicas de Inserção

9           As técnicas de inserção e preparação do orifício piloto dos parafusos  
10 são fatores que estão diretamente associados com diminuição ou aumento da FA  
11 desses implantes na coluna vertebral, como drilagem excessiva da cortical (DAFTARI;  
12 HORTON; HUTTON, 1994), profundidade (ZINDRICK et al., 1986; KRAG et al., 1988;  
13 ÖKTENOĞLU et al., 2001; HITCHON et al., 2003; SCHOENFELD et al., 2008;  
14 KARAMI et al., 2015) e diâmetro do orifício piloto (LEITE et al., 2008; ZAMARIOLI et  
15 al., 2008; ABRAHÃO et al., 2012), triangulação dos parafusos (OGON et al., 1996),  
16 técnica de resgate ou recuperação de um orifício (HARRIS et al., 2001; CONRAD et  
17 al., 2005), inserção e remoção repetitiva ou reposicionamento dos parafusos (DEFINO  
18 et al., 2009; TAN et al., 2014), macheamento (CARMOUCHE et al., 2005;  
19 CHATZISTERGOS; PFEIFFER; ABERNATHIE, 2006; DEFINO et al., 2007; ROSA et  
20 al., 2010; SAPKAS; KOURKOULIS, 2010) e torque (INCEOGLU; FERRARA; MCLAIN,  
21 2004; REITMAN; NGUYEN; FOGEL, 2004; LEITE et al., 2008; ZAMARIOLI et al.,  
22 2008; RICCI et al., 2010; ADDEVICO et al., 2020).

##### 2.6.4.1 Profundidade de inserção

23           A profundidade de inserção é um aspecto fundamental na FA dos  
24 parafusos, como evidenciado em um estudo que comparou a FA de parafusos  
25 inseridos em vértebras humanas com 50%, 80% e 100% de profundidade de inserção,  
26 e constatou que na profundidade de 50% o parafuso alcançou 75-77% da FA do  
27 parafuso com 80% de profundidade. No parafuso com 100% de profundidade, houve

1 a perfuração do córtex anterior do corpo da vértebra, resultando em uma FA 124-  
2 154% superior ao parafuso com 80% de profundidade. Além disso, mostrou que um  
3 aumento de 5 mm em profundidade produziu uma elevação de 26% da FA (KRAG et  
4 al., 1988).

5 KARAMI et al. (2015) realizaram o teste de arrancamento e de carga  
6 cíclica em parafusos inseridos em vértebras humanas frescas descongeladas com  
7 DMOs muito baixas ( $0,67\text{g/cm}^3$ ), com três profundidades diferentes: meio corpo  
8 (parafuso inserido até o meio do corpo vertebral), pré-cortical (penetração total do  
9 corpo vertebral, sem ultrapassar a cortical anterior) e bicortical (penetração da cortical  
10 anterior). Com aumento da penetração óssea, ocorreu diminuição significativa da  
11 rigidez angular ( $p=0,00012$ ) entre a primeira e a terceira forma de inserção, mas não  
12 foi significativa entre a primeira e a segunda. Da mesma forma, a FA aumentou  
13 juntamente com a profundidade do parafuso, ocorrendo relevância estatística somente  
14 entre as inserções até o meio do corpo vertebral e bicortical.

15 Ao comparar a FA de parafusos com *designs* variados em diferentes  
16 profundidades do corpo vertebral de vértebras lombossacrais humanas, não foi  
17 encontrada alteração significativa entre a penetração de 50% e 100% do corpo  
18 vertebral sem romper a cortical anterior, apenas houve diferença quando a perfuração  
19 do parafuso na cortical anterior, sendo obtido a maior FA entre as profundidades  
20 avaliadas. No entanto, a baixa DMO da população estudada pode ter colaborado para  
21 que o aumento da profundidade não interferisse na FA dos parafusos que não  
22 penetraram a cortical anterior (ZINDRICK et al., 1986).

#### 2.6.4.2 Macheamento dos orifícios pilotos

23 O macheamento dos orifícios pilotos, que consiste na preparação da  
24 rosca do parafuso no orifício utilizando um macho, têm efeito controverso nesse teste,  
25 pois em alguns estudos biomecânicos observou-se que não houve diferença na sua  
26 realização, apenas aumentando o tempo cirúrgico, que pode ser um fator negativo  
27 para o paciente (RONDEROS et al., 1997; DEFINO et al., 2007; CHATZISTERGOS;  
28 SAPKAS; KOURKOULIS, 2010).

29 Em outros estudos, o macheamento diminuiu a FA dos parafusos,  
30 devido à degradação e remoção do material durante sua realização, principalmente

1 em materiais de baixa densidade semelhante aos ossos esponjosos e osteoporóticos  
2 (SCHATZKER, 1992; CHAPMAN et al., 1996; CARMOUCHE et al., 2005; HEARN et  
3 al., 2006; ROSA et al., 2010). Poucos estudos evidenciaram melhora da FA dos  
4 parafusos após a realização do macheamento em materiais com baixa densidade,  
5 sendo realizada uma técnica de sub-macheamento nesses experimentos, que  
6 consiste na utilização de um macho com diâmetro interno inferior ao do parafuso  
7 inserido, mas com passo de rosca semelhante (HALVORSON et al., 1994;  
8 CHATZISTERGOS; SAPKAS; KOURKOULIS, 2010). Um desses estudos chegou a  
9 evidenciar aumento de 7% da FA dos parafusos sub-macheados, quando comparados  
10 aos parafusos com orifícios não macheados (CHATZISTERGOS; SAPKAS;  
11 KOURKOULIS, 2010).

12 O diâmetro ideal do macho para realização dessa técnica é de 1  
13 milímetro inferior ao diâmetro interno do parafuso e com passo de rosca semelhante,  
14 o que resulta em um aumento da FA e do torque máximo de inserção (KUKLO;  
15 LEHMAN, 2003; BOHL et al., 2015). Em um estudo que comparou essa variação do  
16 diâmetro interno do macho na inserção de parafusos pediculares em material sintético  
17 com baixa densidade, constatou-se diminuição da FA estatisticamente relevante  
18 quando comparado aos parafusos não macheados (DEFINO et al., 2019). Além disso,  
19 outros fatores podem influenciar na qualidade do orifício macheado, como a idade do  
20 paciente e a precisão do macho (PFEIFFER; ABERNATHIE, 2006).

#### 2.6.4.3 Torque de Inserção

21 Geralmente ao inserir um parafuso, o cirurgião avalia de forma  
22 empírica a força necessária para o avanço desse implante no tecido ósseo, ao  
23 perceber o aperto exigido durante a inserção, sendo dessa forma dependente da  
24 experiência do cirurgião. O momento angular dessa força rotacional exercida é  
25 denominado torque, e pode ser calculado e mensurado através de torquímetros  
26 manuais e digitais. Desse modo a possibilidade de haver influência desse parâmetro  
27 na FA dos parafusos transforma a avaliação da fixação desses implantes em um dado  
28 quantitativo e objetivo que pode ser utilizado no transoperatório (DAFTARI; HORTON;  
29 HUTTON, 1994; MOLDOVAN; BĂȚAGĂ, 2020).

1           As principais unidades de medidas utilizadas para mensurar o torque  
2 são expressas em Newton metro ou milímetro (N.m ou N.mm) e Quilograma-força  
3 metro ou milímetro (Kgf.m ou kgf.mm), sendo que para qualquer tipo de parafuso ou  
4 DMO o pico do torque de aperto é 1,75 N.mm, variando entre 1.5 e 2 N.mm acima do  
5 torque limiar, que basicamente é o valor do torque quando a rosca do parafuso  
6 começa a se fixar no osso. Valores acima disso podem levar ao pico de falha do torque  
7 ou torque máximo, que é prejudicial para a construção utilizada, pois ocorre lesão  
8 óssea que destrói a formação das roscas nesse tecido, e pode resultar no  
9 afrouxamento e remoção do parafuso inserido, com perdas acima de 80% da FA  
10 (COLLINGE; HARTIGAN; LAUTENSCHLAGER, 2006; MOLDOVAN; BĂȚAGĂ, 2020).

11           Em vista disso, tem-se buscado alcançar um aperto ideal com menor  
12 quantidade possível de torque aplicado sobre os parafusos, com o objetivo de diminuir  
13 a possibilidade de falha desse implante. Para isso, um estudo definiu o torque máximo  
14 de parafusos corticais inseridos em úmeros de cadáveres humanos com DMOs e  
15 espessuras de corticais diferentes, e comparou a FA desses implantes inseridos com  
16 50%, 70% e 90% do seu torque máximo, constatando que a inserção desses  
17 parafusos acima de 50% desse limite não elevou a FA, apenas aumentou as chances  
18 de atingir o torque máximo e conseqüentemente a perda da fixação do parafuso,  
19 porém não conseguiram uma previsão precisa do pico da FA baseado no torque e na  
20 sua correlação com a DMO e espessura da cortical (TANKARD et al., 2013).

21           Diversos estudos demonstraram forte influência entre a FA e o torque  
22 de inserção dos parafusos no tecido ósseo vertebral ou em tecido ósseo sintético  
23 similar, podendo dessa forma ser utilizado como parâmetro para julgar o poder de  
24 retenção desses implantes (ZDEBLICK et al., 1993; DAFTARI; HORTON; HUTTON,  
25 1994; RYKEN et al., 1995; CARMOUCHE et al., 2005; LEITE et al., 2008; RICCI et al.,  
26 2010; VARGHESE; SARAVANA KUMAR; KRISHNAN, 2017; ADDEVICO et al., 2020;  
27 WEIDLING et al., 2020). Contudo, outros estudos demonstraram fraca influência entre  
28 esses parâmetros (KWOK et al., 1996; ÖKTENOĞLU et al., 2001; INCEOGLU;  
29 FERRARA; MCLAIN, 2004; REITMAN; NGUYEN; FOGEL, 2004; ABRAHÃO et al.,  
30 2012).

31           Outros fatores como DMO, tipo de parafuso e técnica de preparação  
32 do orifício piloto podem afetar o torque de inserção. Há forte correlação entre o torque  
33 e a DMO ao realizar o teste arrancamento de parafusos esponjosos nas vértebras

1 cervicais de seres humanos, porém fraca correlação entre o torque e a FA (REITMAN;  
2 NGUYEN; FOGEL, 2004).

3 A FA de parafusos com passo de rosca diferentes em material  
4 sintético com densidades variáveis foi avaliada, e além de encontrar relação  
5 importante entre o torque e a DMO, constatou -se forte correlação entre a FA e o  
6 torque, de forma que esse parâmetro pode ser usado para prever a FA desses  
7 implantes. Esse mesmo estudo evidenciou relação entre o torque e passo de rosca  
8 dos parafusos (ADDEVICO et al., 2020), similar ao estudo realizado com PCs de  
9 passos de rosca diferentes em material sintético com baixa densidade (RICCI et al.,  
10 2010).

11 A técnica de preparação do orifício piloto, como a realização ou não  
12 do macheamento, também pode afetar o torque. A avaliação da FA de parafusos  
13 pediculares com alma cônica dupla nas vértebras lombares L5 de bezerros,  
14 evidenciou que o macheamento prévio reduziu o torque e a FA desses parafusos  
15 (ROSA et al., 2010). Ao realizar a FA de parafusos pediculares esponjosos na coluna  
16 torácica humana, também houve diminuição do torque após o macheamento do  
17 orifício nas vértebras torácicas craniais.

18 O aumento no torque de inserção também ocorreu com a diminuição  
19 no diâmetro do orifício piloto (LEITE et al., 2008; ABRAHÃO et al., 2012), aumento do  
20 diâmetro da alma e superfície de contato dos parafusos (OKAZAKI et al., 2020),  
21 alteração no formato do diâmetro interno (ZAMARIOLI et al., 2008) e com a não  
22 realização completa do orifício piloto (ÖKTENOĞLU et al., 2001). Também houve  
23 diminuição desse parâmetro com a repetição da utilização do mesmo orifício piloto  
24 (DEFINO et al., 2009) e reposicionamento dos parafusos (TAN et al., 2014).

25 Portanto, o torque de inserção é um fator fundamental na fixação dos  
26 parafusos, influenciando dessa forma as construções utilizadas nas estabilizações  
27 vertebrais, como placas bloqueadas e não bloqueadas, pois o torque é transformado  
28 em tensão do parafuso, através do contato das roscas com o tecido ósseo, pois  
29 fornece força compressiva ou maior fixação para as placas (TANKARD et al., 2013)

30 A avaliação biomecânica das diferentes construções utilizadas na  
31 estabilização vertebral cervical é outra forma importante de avaliação desses  
32 implantes, sendo os PCs e PBs os mais utilizados nos estudos biomecânicos e  
33 também na rotina clínica das cirurgias cervicais. Porém, esses estudos sempre

1 utilizaram a construção como modelo de estabilização, sem de fato, avaliar o efeito  
2 biomecânico individual da morfologia dos parafusos. (HICKS et al., 2009; HETTLICH  
3 et al., 2013; HAKOZAKI et al., 2016; MORRISON et al., 2016; HETTLICH; FOSGATE;  
4 LITSKY, 2017; LEWCHALERMWONG; SUWANNA; MEIJ, 2018; MARINHO et al.,  
5 2022). Em vista disso, como não se sabe qual desses parafusos é o mais indicado  
6 para a realização da técnica cirúrgica de estabilização cervical ventral em cães, nem  
7 ao menos se o torque e o macheamento, que são rotineiramente recomendados pela  
8 literatura, podem influenciar ou não no poder de fixação desses parafusos, e  
9 consequentemente na resistência ao arrancamento, o objetivo do presente estudo foi  
10 avaliar a influência da morfologia desses parafusos e das técnicas de inserção na FA  
11 desses implantes inseridos nas vértebras cervicais de C3 a C7 em cadáveres de cães.

### 3 REFERÊNCIAS

- ABRAHÃO, G. S. et al. Effect of the pilot hole preparation on the anchorage of pedicle screws. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 20, n. 5, p. 274–279, 2012.
- ADDEVICO, F. et al. Screw insertion torque as parameter to judge the fixation. Assessment of torque and pull-out strength in different bone densities and screw-pitches. **Clinical Biomechanics**, v. 72, p. 130–135, 2020.
- AGNELLO, K. A. et al. Intervertebral Biomechanics of Locking Compression Plate Monocortical Fixation of the Canine Cervical Spine: Locking Compression Plate Monocortical Fixation of the Canine Cervical Spine. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 8, p. 991–1000, 2010.
- BEAVER, D. P. et al. Methyl-methacrylate and bone screw repair of seventh lumbar vertebral fracture-luxations in dogs. **Journal of Small Animal Practice**, v. 37, n. 8, p. 381–386, 1996.
- BECKER, S. et al. Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. **European Spine Journal**, v. 17, n. 11, p. 1462–1469, 2008.
- BEISHUIZEN, R. et al. Biomechanical effects of a titanium intervertebral cage as a stand-alone device, and in combination with locking plates in the canine caudal cervical spine. **Veterinary surgery: VS**, 6, 2021.
- BENZEL, E. C. **Biomechanics of Spine Stabilization**. 3rd Edition ed. [s.l.] Thieme Verlag, 2015.
- BERANEK, J.; TOMEK, A.; LORINSON, D. Distraction-stabilisation of two adjacent intervertebral spaces in a Dalmatian dog with caudal cervical spondylomyelopathy. **Schweizer Archiv für Tierheilkunde**, v. 155, n. 5, p. 299–303, 2013.
- BERGMAN, R. L. et al. Cervical Spinal Locking Plate in Combination with Cortical Ring Allograft for a One Level Fusion in Dogs with Cervical Spondylotic Myelopathy. **Veterinary Surgery**, v. 37, n. 6, p. 530–536, 2008.
- BOHL, D. D. et al. Undertapping of Lumbar Pedicle Screws Can Result in Tapping With a Pitch That Differs From That of the Screw, Which Decreases Screw Pullout Force: **Spine**, v. 40, n. 12, p. E729–E734, 2015.
- BOSTELMANN, R. et al. Effect of augmentation techniques on the failure of pedicle screws under cranio-caudal cyclic loading. **European Spine Journal**, v. 26, n. 1, p. 181–188, 2017.
- BRANTLEY, A. G. et al. The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. **Spine**, v. 19, n. 15, p. 1752–1758, 1, 1994.

- BRUECKER, K. A. (VETERINARY S. C.; SEIM, H. B. I.; BLASS, C. E. Caudal cervical spondylomyelopathy: decompression by linear traction and stabilization with steinmann pins and polymethyl methacrylate. **The Journal of the American Animal Hospital Association (USA)**, 1989.
- CARMOUCHE, J. J. et al. Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 3, n. 5, p. 364–370, 2005.
- CHAPMAN, J. R. et al. Factors Affecting the Pullout Strength of Cancellous Bone Screws. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 118, n. 3, p. 391–398, 1, 1996.
- CHATZISTERGOS, P. E.; SAPKAS, G.; KOURKOULIS, S. K. The Influence of the Insertion Technique on the Pullout Force of Pedicle Screws: An Experimental Study. **Spine**, v. 35, n. 9, p. E332–E337, 2010.
- COLLINGE, C.; HARTIGAN, B.; LAUTENSCHLAGER, E. P. Effects of Surgical Errors on Small Fragment Screw Fixation: **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 20, n. 6, p. 410–413, 2006.
- CONRAD, B. P. et al. Biomechanical Evaluation of the Pullout Strength of Cervical Screws. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 18, n. 6, p. 506–510, 2005.
- COOK, S. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone\*1. **The Spine Journal**, v. 4, n. 4, p. 402–408, 2004.
- CORLAZZOLI, D. Bicortical Implant Insertion in Caudal Cervical Spondylomyelopathy: A Computed Tomography Simulation in Affected Doberman Pinschers. **Veterinary Surgery**, v. 37, n. 2, p. 178–185, 2008.
- CRONIER, P. et al. The concept of locking plates. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 96, n. 4, p. S17–S36, 2010.
- DA COSTA, R. C. Cervical Spondylomyelopathy (Wobbler Syndrome) in Dogs. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 881–913, 2010.
- DA COSTA, R. C.; ECHANDI, R. L.; BEAUCHAMP, D. COMPUTED TOMOGRAPHY MYELOGRAPHIC FINDINGS IN DOGS WITH CERVICAL SPONDYLOMYELOPATHY: Computed Tomography of Cervical Spondylomyelopathy. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 53, n. 1, p. 64–70, 2012.
- DAFTARI, T. K.; HORTON, W. C.; HUTTON, W. C. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. **Journal of Spinal Disorders**, v. 7, n. 2, p. 139–145, 1994.

- DEFINO, H. L. A. et al. STUDY OF THE INFLUENCE OF THE TYPE OF PILOT HOLE PREPARATION AND TAPPING ON PEDICULAR SCREWS FIXATION. **ACTA ORTOP BRAS**, 2007.
- DEFINO, H. L. A. et al. The Effect of Repetitive Pilot-Hole Use on the Insertion Torque and Pullout Strength of Vertebral System Screws: **Spine**, v. 34, n. 9, p. 871–876, 2009.
- DEFINO, H. L. A. et al. INFLUENCE OF DIAMETER AND GEOMETRY IN THE TAPPING OF THE PILOT HOLE IN PEDICLE SCREWS. **Coluna/Columna**, v. 18, n. 1, p. 51–54, 2019.
- DENIS, F. The Three Column Spine and Its Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injuries: **Spine**, v. 8, n. 8, p. 817–831, 1983.
- DIAMANTE, G. A. C. et al. Ex-vivo evaluation of the three-column concept in canine thoracolumbar fractures. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 72, n. 4, p. 1221–1230, 2020.
- FENG, X. et al. Can barb thread design improve the pullout strength of bone screws?: a biomechanical study and finite element explanation. **Bone & Joint Research**, v. 10, n. 2, p. 105–112, 2021.
- FENG, X. et al. Fixation stability comparison of bone screws based on thread design: buttress thread, triangle thread, and square thread. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 23, n. 1, p. 820, 30, 2022.
- FERNANDES, R. et al. Cervical vertebral malformations in 9 dogs: radiological findings, treatment options and outcomes. **Irish Veterinary Journal**, v. 72, n. 1, p. 2, 2019.
- FLETCHER, J. W. A. et al. Surgical performance when inserting non-locking screws: a systematic review. **EFORT Open Reviews**, v. 5, n. 1, p. 26–36, 2020.
- GARCIA, J. N. P. et al. Biomechanical Study of Canine Spinal Fracture Fixation Using Pins or Bone Screws With Polymethylmethacrylate. **Veterinary Surgery**, v. 23, n. 5, p. 322–329, 1994.
- HAKOZAKI, T. et al. Biomechanical assessment of the effects of vertebral distraction-fusion techniques on the adjacent segment of canine cervical vertebrae. **American Journal of Veterinary Research**, v. 77, n. 11, p. 1194–1199, 2016.
- HALVORSON, T. L. et al. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. **Spine**, v. 19, n. 21, p. 2415–2420, 1994.
- HARRIS, B. M. et al. A Comparison of Three Screw Types for Unicortical Fixation in the Lateral Mass of the Cervical Spine: **Spine**, v. 26, n. 22, p. 2427–2431, 2001.

- HAWTHORNE, J. et al. Cervical vertebral fractures in 56 dogs: a retrospective study. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 35, n. 2, p. 135–146, 1999.
- HEARN, T. C.; SUROWIAK, J. F.; SCHATZKER, J. Effects of Tapping on the Holding Strength of Cancellous Bone Screws. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 05, n. 01, p. 10–12, 1992.
- HETTLICH, B. F. et al. Biomechanical Comparison Between Bicortical Pin and Monocortical Screw/Polymethylmethacrylate Constructs in the Cadaveric Canine Cervical Vertebral Column: Biomechanical Comparison of Cervical Spine Stabilization Methods. **Veterinary Surgery**, v. 42, n. 6, p. 693–700, 2013.
- HETTLICH, B. F. et al. Effect of an Intervertebral Disk Spacer on Stiffness After Monocortical Screw/Polymethylmethacrylate Fixation in Simulated and Cadaveric Canine Cervical Vertebral Columns: Effect of a Cervical Intervertebral Spacer on Construct Stiffness. **Veterinary Surgery**, v. 43, n. 8, p. 988–994, 2014.
- HETTLICH, B. F. Spinal Stabilization: Cervical Vertebral Column. Em: **Advanced Techniques in Canine and Feline Neurosurgery**. [s.l.] John Wiley & Sons, Ltd, 2023. p. 96–108.
- HETTLICH, B. F.; FOSGATE, G. T.; LITSKY, A. S. Biomechanical Comparison of 2 Veterinary Locking Plates to Monocortical Screw/Polymethylmethacrylate Fixation in Canine Cadaveric Cervical Vertebral Column: Biomechanics of Locking Plates in the Canine Cervical Spine. **Veterinary Surgery**, v. 46, n. 1, p. 95–102, 2017.
- HICKS, D. G. et al. In vitro biomechanical evaluations of screw-bar-polymethylmethacrylate and pin-polymethylmethacrylate internal fixation implants used to stabilize the vertebral motion unit of the fourth and fifth cervical vertebrae in vertebral column specimens from dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 70, n. 6, p. 719–726, 2009.
- HITCHON, P. W. et al. Factors Affecting the Pullout Strength of Self-Drilling and Self-Tapping Anterior Cervical Screws: **Spine**, v. 28, n. 1, p. 9–13, 2003.
- INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MCLAIN, R. F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. **The Spine Journal**, v. 4, n. 5, p. 513–518, 2004.
- JEFFERY, N. D. Vertebral Fracture and Luxation in Small Animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 809–828, 2010.
- JH, P.; BA, R. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. **Plastic and reconstructive surgery**, v. 83, n. 3, 1989.

- JOHNSON, J. A. et al. Kinematic Motion Patterns of the Cranial and Caudal Canine Cervical Spine: Kinematic Motion Patterns of the Canine Cervical Spine. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 6, p. 720–727, 2011.
- JONES, E. L. et al. Cervical pedicle screws versus lateral mass screws. Anatomic feasibility and biomechanical comparison. **Spine**, v. 22, n. 9, p. 977–982, 1997.
- KARAKAŞLI, A. Biomechanical comparison of pullout strengths of five cortical screw types: An innovative measurement method. **Joint Diseases and Related Surgery**, v. 27, n. 3, p. 138–145, 2016.
- KARAKAŞLI, A. Biomechanical comparison of pullout strengths of six pedicle screws with different thread designs. **Joint Diseases and Related Surgery**, v. 32, n. 1, p. 192–197, 2021.
- KARAKAŞLI, A.; ACAR, N.; HÜSEMOĞLU, R. B. Biomechanical comparison of pullout strengths of six pedicle screws with different thread designs. v. 1, n. 32, p. 192–197, 2021.
- KARAMI, K. J. et al. Biomechanical Evaluation of the Pedicle Screw Insertion Depth Effect on Screw Stability Under Cyclic Loading and Subsequent Pullout. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 28, n. 3, p. E133–E139, 2015.
- KOEHLER, C. L. et al. Effect of a ventral slot procedure and of smooth or positive-profile threaded pins with polymethylmethacrylate fixation on intervertebral biomechanics at treated and adjacent canine cervical vertebral motion units. **American Journal of Veterinary Research**, v. 66, n. 4, p. 678–687, 2005.
- KOWALSKI, R. J.; FERRARA, L. A.; BENZEL, E. C. Biomechanics of the Spine. v. 15, n. 1, p. 18, 2005.
- KRAG, M. H. et al. Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. **Journal of Spinal Disorders**, v. 1, n. 4, p. 287–294, 1988.
- KRENN, M. H. et al. Influence of thread design on pedicle screw fixation: Laboratory investigation. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 9, n. 1, p. 90–95, 2008.
- KUKLO, T. R.; LEHMAN, R. A. Effect of Various Tapping Diameters on Insertion of Thoracic Pedicle Screws: A Biomechanical Analysis: **Spine**, v. 28, n. 18, p. 2066–2071, 2003.
- KWOK, A. W. et al. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. **Spine**, v. 21, n. 21, p. 2429–2434, 1996.

- LEE, S.-J. et al. Pullout strength of pedicle screws using cadaveric vertebrae with or without artificial demineralization. **The Spine Journal**, v. 21, n. 9, p. 1580–1586, 2021.
- LEITE, V. C. et al. Estudo da influência do torque de inserção na resistência ao arrancamento dos parafusos pediculares. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 16, n. 4, p. 214–216, 2008.
- LEWCHALERMWONG, P.; SUWANNA, N.; MEIJ, B. Canine Vertebral Screw and Rod Fixation System: Design and Mechanical Testing. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 31, n. 02, p. 095–101, 2018.
- LIU, M.-Y. et al. Biomechanical comparison of pedicle screw fixation strength in synthetic bones: Effects of screw shape, core/thread profile and cement augmentation. **PLOS ONE**, v. 15, n. 2, p. e0229328, 2020.
- MAHAR, A. T. et al. Biomechanics of cantilever “plow” during anterior thoracic scoliosis correction. **The Spine Journal**, v. 6, n. 5, p. 572–576, 2006.
- MARINHO, P. V. T. et al. Placement of vertebral screws for spinal stabilization and distraction in a dog with disc-associated cervical spondylomyelopathy: case report. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 70, n. 5, p. 1427–1432, 2018.
- MARINHO, P. V. T. et al. Comparison of Cervical Stabilization with Transpedicular Pins and Polymethylmethacrylate versus Transvertebral Body Polyaxial Screws with or without an Interbody Distractor in Dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 35, n. 05, p. 289–297, 2022.
- MIELE et al. Concepts and Mechanisms of Spinal Biomechanics. **Youmans Neurological surgery**, n. 6<sup>o</sup> edição, p. 2700–2710, 2015.
- MOENS, N. M. M. Orthopedic Implants in Neurosurgery. Em: SHORES, A.; BRISSON, B. A. (Eds.). **Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2017. p. 11–19.
- MOHAMAD, F. et al. Biomechanical comparison of the screw-bone interface: optimization of 1 and 2 screw constructs by varying screw diameter. **Spine**, v. 31, n. 16, p. E535-539, 2006.
- MOLDOVAN, F.; BĂȚAGĂ, T. Torque Control during Bone Insertion of Cortical Screws. **Procedia Manufacturing**, v. 46, p. 484–490, 2020.
- MORRISON, E. J. et al. Evaluation of Three Human Cervical Fusion Implants for Use in the Canine Cervical Vertebral Column: Evaluation of Three Human Cervical Fusion Implants in Canine Spines. **Veterinary Surgery**, v. 45, n. 7, p. 901–908, 2016.

- OGON, M. et al. Comparison between single-screw and triangulated, double-screw fixation in anterior spine surgery. A biomechanical test. **Spine**, v. 21, n. 23, p. 2728–2734, 1996.
- OKAZAKI, Y. et al. Mechanical Performance of Metallic Bone Screws Evaluated Using Bone Models. **Materials**, v. 13, n. 21, p. 4836, 2020.
- ÖKTENOĞLU, B. T. et al. Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 94, n. 1, p. 91–96, 2001.
- PEREIRA, D. T. et al. Vertebral Fractures and Luxation in Dogs. **Acta Scientiae Veterinariae**, v. 47, n. 1, 2019.
- PFEIFFER, F. M.; ABERNATHIE, D. L. A Comparison of Pullout Strength for Pedicle Screws of Different Designs: A Study Using Tapped and Untapped Pilot Holes. **Spine**, v. 31, n. 23, p. E867–E870, 2006.
- PORTO, M. A. et al. Experimental in vivo acute and chronic biomechanical and histomorphometrical comparison of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. **European Spine Journal**, v. 21, n. 5, p. 956–963, 2012.
- REINTS BOK, T. E. et al. Instrumented cervical fusion in nine dogs with caudal cervical spondylomyelopathy. **Veterinary Surgery**, v. 48, n. 7, p. 1287–1298, 2019.
- REITMAN, C. A.; NGUYEN, L.; FOGEL, G. R. Biomechanical Evaluation of Relationship of Screw Pullout Strength, Insertional Torque, and Bone Mineral Density in the Cervical Spine. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 17, n. 4, p. 306–311, 2004.
- RICCI, W. M. et al. A Comparison of Screw Insertion Torque and Pullout Strength. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 24, n. 6, p. 374–378, 2010.
- RONDEROS, J. F. et al. Comparative pull-out strength of tapped and untapped pilot holes for bicortical anterior cervical screws. **Spine**, v. 22, n. 2, p. 167–170, 1997.
- ROSA, R. C. et al. Efeito do macheamento do orifício piloto na resistência ao arrancamento e no torque de inserção dos parafusos pediculares com alma cônica. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 45, n. 6, p. 565–568, 2010.
- ROUHI, G.; AMANI, M. **A BRIEF INTRODUCTION INTO ORTHOPAEDIC IMPLANTS : SCREWS , PLATES , AND NAILS**. Disponível em: </paper/A-BRIEF-INTRODUCTION-INTO-ORTHOPAEDIC-IMPLANTS-%3A-%2C-Rouhi-Amani/bf73aea1383d064ba09c2cbd87a630c547fd381a>. Acesso em: 18 jun. 2021.
- RYKEN, T. C. et al. Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws. **Journal of Neurosurgery**, v. 83, n. 2, p. 324–329, 1995.

- SCHOENFELD, A. J. et al. Pullout Strength and Load to Failure Properties of Self-Tapping Cortical Screws in Synthetic and Cadaveric Environments Representative of Healthy and Osteoporotic Bone. **Journal of Trauma: Injury, Infection & Critical Care**, v. 64, n. 5, p. 1302–1307, 2008.
- SCHÖLLHORN, B. et al. Comparison of the biomechanical properties of a ventral cervical intervertebral anchored fusion device with locking plate fixation applied to cadaveric canine cervical spines: Comparison of an Intervertebral Fusion Device With Locking Plate Fixation. **Veterinary Surgery**, p. n/a-n/a, 2013.
- SELLER, K. et al. Pullout strength of anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in calf vertebral bodies. **European Spine Journal**, v. 16, n. 7, p. 1047–1054, 2007.
- SENG, W. R. D. et al. Pedicle Screw Designs in Spinal Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and Revision Pull-Out Strength. **Spine**, v. 44, n. 3, p. E144–E149, 2019.
- SHARP, N. J. H.; WHEELER, S. J. **Small animal spinal disorders: diagnosis and surgery**. 2. ed ed. Edinburgh: Elsevier Mosby, 2005.
- SHEN et al. Comparison of the Pullout Strength of Pedicle Screws According to the Thread Design for Various Degrees of Bone Quality. **Applied Sciences**, v. 9, n. 8, p. 1525, 2019.
- SOLANO, M. A.; FITZPATRICK, N.; BERTRAN, J. Cervical Distraction-Stabilization Using an Intervertebral Spacer Screw and String-of Pearl (SOP™) Plates in 16 Dogs With Disc-Associated Wobbler Syndrome: Cervical Distraction-Stabilization for Disc-Associated Wobbler Syndrome. **Veterinary Surgery**, v. 44, n. 5, p. 627–641, 2015.
- SONG, F. et al. A Novel Screw Modeling Approach to Study the Effects of Screw Parameters on Pullout Strength. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 145, n. 1, p. 014502, 2023.
- STEFFEN, F.; VOSS, K.; MORGAN, J. P. Distraction-Fusion for Caudal Cervical Spondylomyelopathy Using an Intervertebral Cage and Locking Plates in 14 Dogs: Cervical Cage and Locking Plates. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 6, p. 743–752, 2011.
- TAN, C. E. et al. Insertional Torque and Pullout Strength of Pedicle Screws with or without Repositioning: A Porcine Study. **Journal of Orthopaedic Surgery**, v. 22, n. 2, p. 224–227, 2014.
- TANKARD, S. E. et al. Does Maximum Torque Mean Optimal Pullout Strength of Screws? **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 27, n. 4, p. 232–235, 2013.
- TROTTER, E. J. Cervical Spine Locking Plate Fixation for Treatment of Cervical Spondylotic Myelopathy in Large Breed Dogs. **Veterinary Surgery**, v. 38, n. 6, p. 705–718, 2009.

- TUAN, J.; SOLANO, M. A.; FITZPATRICK, N. Ventral distraction-stabilization in 5 continuous sites for the treatment of cervical spondylomyelopathy in a Great Dane. **Veterinary Surgery**, v. 48, n. 4, p. 607–614, 2019.
- VARGHESE, V.; KRISHNAN, V.; SARAVANA KUMAR, G. Testing Pullout Strength of Pedicle Screw Using Synthetic Bone Models: Is a Bilayer Foam Model a Better Representation of Vertebra? **Asian Spine Journal**, v. 12, n. 3, p. 398–406, 2018.
- VARGHESE, V.; SARAVANA KUMAR, G.; KRISHNAN, V. Effect of various factors on pull out strength of pedicle screw in normal and osteoporotic cancellous bone models. **Medical Engineering & Physics**, v. 40, p. 28–38, 2017.
- VIEZENS, L. et al. Impact of Screw Diameter on Pedicle Screw Fatigue Strength—A Biomechanical Evaluation. **World Neurosurgery**, v. 152, p. 369–376, 2021.
- VOSS, K.; STEFFEN, F.; MONTAVON, P. M. Use of the ComCompact UniLock System for ventral stabilization procedures of the cervical spine: A retrospective study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 19, n. 01, p. 21–28, 2006.
- WATINE, S. et al. Computed tomography study of implantation corridors in canine vertebrae. **Journal of Small Animal Practice**, v. 47, n. 11, p. 651–657, 2006.
- WEH, M.; KRAUS, K. H. Spinal Fractures and Luxations. Em: **VETERINARY SURGERY: SMALL ANIMAL**. 2ª edição ed. St. Louis, Missouri: SPENCER A. JOHNSTON; KAREN M. TOBIAS, 2018. v. Vol 1: 978-0-323-50966-4, p. 529–548.
- WEIDLING, M. et al. A novel parameter for the prediction of pedicle screw fixation in cancellous bone - A biomechanical study on synthetic foam. **Medical Engineering & Physics**, v. 79, p. 44–51, 2020.
- WU, L.-C. et al. Cutting Flute and Thread Design on Self-Tapping Pedicle Screws Influence the Insertion Torque and Pullout Strength. **Applied Sciences**, v. 12, n. 4, p. 1956, 2022.
- ZAMARIOLI, A. et al. Torque de inserção e resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e cônica. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 10, p. 452–459, 2008.
- ZDEBLICK, T. A. et al. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. **Spine**, v. 18, n. 12, p. 1673–1676, 1993.
- ZDERO, R.; AZIZ, M. S. R.; NICAYENZI, B. Pullout Force Testing of Cortical and Cancellous Screws in Whole Bone. Em: **Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics**. [s.l.] Elsevier, 2017. p. 117–132.

ZDERO, R.; TSUJI, M. R. S.; CROOKSHANK, M. C. Insertion Torque Testing of Cortical and Cancellous Screws in Whole Bone. Em: **Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics**. [s.l.] Elsevier, 2017. p. 101–116.

ZINDRICK, M. R. et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 203, p. 99–112, 1986.

## 4 HIPÓTESES

### 4.1 QUANTO AO TIPO DE PARAFUSO

- 1 O tipo de parafuso (PB X PC) interfere na FA desses implantes
- 2 nas vértebras cervicais de cães.

### 4.2 QUANTO AO MACHEAMENTO

- 3 O macheamento do orifício piloto altera a FA dos PCs e PBs.

### 4.2 QUANTO AO TORQUE DE INSERÇÃO

- 4 O torque de inserção interfere na FA dos PCs e/ou bloqueados.

## 5 OBJETIVOS

### 5.1 OBJETIVO GERAL

- 1                                    Avaliar o efeito da morfologia e da técnica de inserção de parafusos
- 2 monocorticais na fixação vertebral cervical ventral de cadáveres de cães.

### 5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 3                                    • Comparar a FA dos PCs e PBs aplicados de forma monocortical
- 4 na coluna cervical ventral de cadáveres de cães.
- 5                                    • Avaliar o efeito do macheamento na FA dos PBs e PCs.
- 6                                    • Avaliar e comparar o efeito do macheamento do orifício, bem
- 7 como do torque, tipo de vértebra, idade e peso na FA dos PBs e dos PC's.

## ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

\*Artigo editado de acordo com as normas de publicação do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* disponível em:

[https://lp.thieme.de/open-access-files/181/author\\_instructions.pdf](https://lp.thieme.de/open-access-files/181/author_instructions.pdf). Exceto idioma, referências no texto, margens e número de páginas que foram modificados para facilitar a leitura e correções posteriores.

## EFEITO DA MORFOLOGIA E DA TÉCNICA DE INSERÇÃO DE PARAFUSOS MONOCORTICAIS NA FIXAÇÃO VERTEBRAL CERVICAL VENTRAL DE CADÁVERES DE CÃES

Danilo N. Smanioto<sup>1</sup>., Paulo V.T. Marinho<sup>2</sup>, PhD., Mônica V. Bahr Arias<sup>1</sup>, DVM, PhD., César A.M. Pereira<sup>3</sup> Msc., Anderson F. Souza<sup>4</sup> Msc., André L.V. De Zoppa<sup>4</sup> PhD.

<sup>1</sup>Departamento de Clínicas Veterinárias da Universidade Estadual de Londrina, PR, Brasil.

<sup>2</sup>Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinárias da Universidade Federal de Minas Gerais, MG, Brasil.

<sup>3</sup>Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, SP, Brasil.

<sup>4</sup>Departamento de Cirurgia, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, SP, Brasil

- 1 **Objetivo** Avaliar o efeito da morfologia dos parafusos, do torque e do macheamento
- 2 na força de arrancamento (FA) de parafusos bloqueados (PBs) e parafusos corticais
- 3 (PCs) inseridos na superfície ventral de vértebras cervicais de cadáveres caninos.
- 4 **Design do estudo** Estudo biomecânico com cadáveres.
- 5 **Amostra Populacional** 16 colunas cervicais (C3-C7) de cadáveres de cães com peso
- 6 entre 16 a 27 quilos e idade entre 1 e 10 anos.
- 7 **Métodos** Após avaliação da coluna vertebral cervical por densitometria óptica, as
- 8 vértebras cervicais de C3 a C7 foram isoladas e separadas em dois grupos de acordo
- 9 com o tipo de parafuso, com 40 vértebras cada, nas quais foram inseridas dois PBs
- 10 ou dois PCs monocorticais por vértebra, um macheado e outro não. O torque foi
- 11 mensurado digitalmente e a posição monocortical confirmada através de radiografias.
- 12 Os parafusos foram submetidos ao teste de arrancamento na máquina de ensaios
- 13 universal Kratos®, modelo KE3000 e os dados avaliados estatisticamente.

1 **Resultados** A FA e o torque foram maiores nos PCs do que nos PBs ( $p < 0,001$ ).  
2 Encontrou-se forte correlação entre torque e FA em ambos ( $p < 0,001$ ). Não houve  
3 relevância entre macheamento e FA, mas ocorreu redução do torque com  
4 macheamento dos PCs ( $p = 0,002$ ). Constatou-se FA superior nas vértebras craniais,  
5 com redução significativa desse parâmetro entre as vértebras C3 e C7 de todos os  
6 grupos.

7 **Conclusão** – A morfologia dos parafusos e o torque de inserção mostraram ser  
8 aspectos importantes na escolha desses implantes, e pode não haver indicação para  
9 realização do macheamento na estabilização cervical ventral em cães, pois além de  
10 aumentar o tempo cirúrgico, pode reduzir o torque dos PCs sem apresentar  
11 contribuição para melhor fixação desses implantes.

12 **Palavras-chave:** Biomecânica, parafusos ósseos, coluna vertebral cervical, torque de  
13 inserção, força de arrancamento.

## INTRODUÇÃO

14 O sucesso na realização das cirurgias de estabilização vertebral  
15 depende de diversos fatores, dentre eles, a escolha dos implantes e da técnica  
16 cirúrgica mais adequada, além da experiência do cirurgião, que são fundamentais  
17 para evitar complicações pós-operatórias, como infecções cirúrgicas e quebra ou  
18 soltura dos implantes <sup>1,2</sup>.

19 A elaboração e o surgimento de novas técnicas cirúrgicas e implantes  
20 ortopédicos estão intimamente relacionados com a evolução do *design* dos parafusos,  
21 principalmente nas neurocirurgias, nas quais parafusos com melhor fixação são  
22 necessários, devido à maior fragilidade e menor espessura do tecido ósseo cortical <sup>3</sup>.  
23 Outro fator que mudou significativamente o *design* e o papel dos parafusos, foi o  
24 desenvolvimento de placas ósseas com sistema de bloqueio, no qual os parafusos se  
25 fixam à placa de forma semelhante à um fixador externo, porém internamente, ou seja,  
26 tem função de “fixador interno” <sup>4</sup>.

1                    Dessa forma, os parafusos são implantes fundamentais e apresentam  
2 características e parâmetros biomecânicos que devem ser levados em consideração  
3 antes da sua escolha <sup>2</sup>. A FA é a principal forma de avaliação da resistência desses  
4 implantes <sup>2,5</sup>. Vários fatores podem afetá-la, e os principais são as características dos  
5 parafusos tais como passo, angulação e formato da rosca <sup>6-13</sup>, diâmetro interno e  
6 externo que determinam a profundidade da rosca <sup>14-17</sup>, densidade mineral óssea  
7 (DMO) <sup>6,18-20</sup> e técnicas de inserção, como o torque <sup>6,19,21-25</sup>, macheamento <sup>26-30</sup>,  
8 profundidade <sup>31-34</sup> e diâmetro o do orifício piloto <sup>21,24,35</sup>.

9                    Não foram identificados estudos que abordassem especificamente o  
10 papel dos parafusos na estabilização cervical ventral de cães, pois a maioria foca  
11 especialmente na avaliação da rigidez das construções <sup>36-42</sup>. Além disso, a inserção  
12 de implantes bicorticais nessa região está associada a alto de risco de penetração do  
13 canal vertebral e do forame intervertebral <sup>39,43-45</sup>, portanto os parafusos monocorticais  
14 são a escolha mais segura <sup>37,38,40-42,46</sup>, mas possuem FA inferior aos implantes  
15 bicorticais e conseqüentemente maior probabilidade de soltura ou quebra <sup>32,47,48</sup>.

16                    Em vista disso, e dos diferentes *designs* de parafusos disponíveis, é  
17 imprescindível conhecer e utilizar parafusos e técnicas de inserção com maior poder  
18 de fixação. Assim, os objetivos do presente estudo foram comparar por meio de  
19 estudos biomecânicos em vértebras cervicais de cães, a FA entre os PCs e PBs e  
20 avaliar a influência do torque e do macheamento nesse parâmetro. As hipóteses  
21 iniciais foram que o PB teria FA superior ao PC, que o torque teria alta correlação com  
22 esse parâmetro e que o macheamento iria diminuir a resistência desses implantes.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Amostra

1                    Para serem incluídos no estudo, os cães atendidos em um Hospital  
2 Veterinário Escola, que viessem a óbito por causas não relacionadas ao experimento,  
3 deveriam ter mais de 15 kg e maturidade esquelética vertebral, com idade entre um e  
4 dez anos, sem histórico de alterações clínicas na coluna cervical. Os tutores  
5 assinaram um termo de consentimento informado autorizando o uso dos cães no  
6 estudo, segundo recomendações do Comitê de Ética no Uso de Animais da Instituição,  
7 que aprovou a realização do estudo sob protocolo número 009.2022.

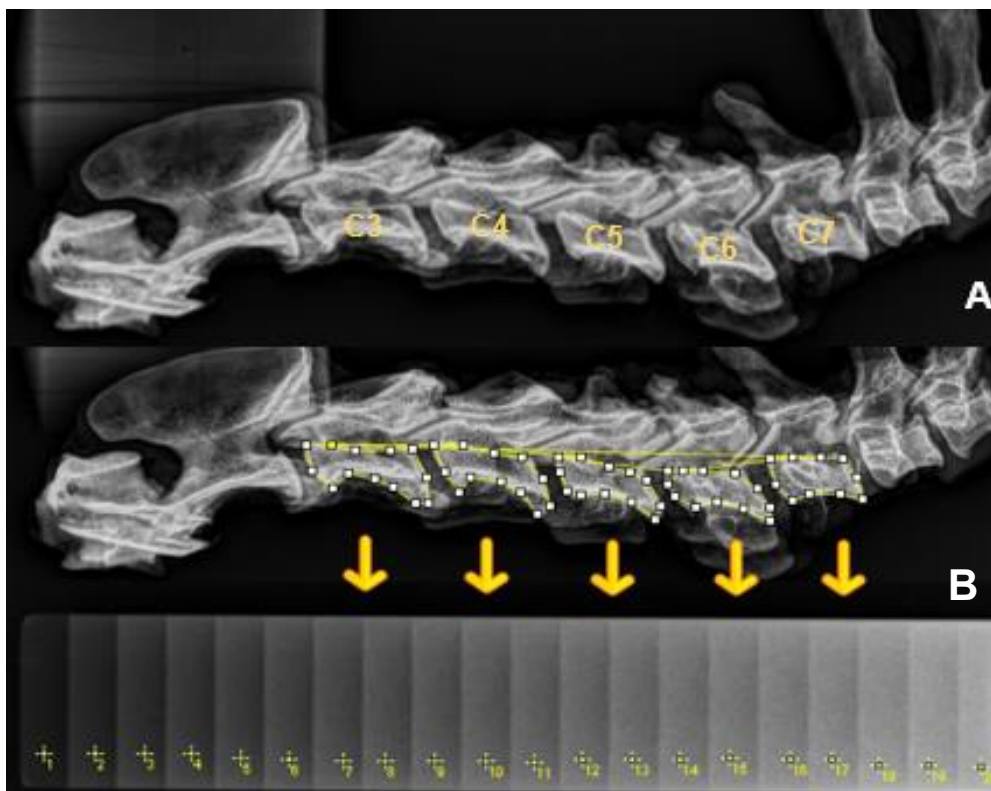
8                    Após o óbito, foi realizada avaliação radiográfica da coluna cervical  
9 com um aparelho digital da marca Agfa Health Care ® modelo CR 30-X, com a técnica  
10 radiográfica de 60KV e 1,8mA, posicionamento latero-lateral e ventro-dorsal, sempre  
11 com um marcador radiográfico esférico de 1,33 cm na altura do corpo vertebral,  
12 visando a realização da mensuração dos implantes, e caso houvesse sinais de lise ou  
13 fratura/luxação, era realizada a exclusão do cão do estudo.

14                    Após a realização da radiografia, procedeu-se à dissecação por meio  
15 de cortes no sentido longitudinal da coluna, paralelos à altura do limite dos processos  
16 transversos das vértebras cervicais e torácicas, associado à incisões no disco  
17 vertebral entre T1 – T2 e nos ligamentos atlanto-axiais, seguido pela desarticulação  
18 das facetas articulares e da articulação atlanto-occipital e remoção de todo o tecido  
19 muscular e ligamentar, preservando apenas o tecido ósseo. Assim, cada peça  
20 continha as vértebras de C1 a T1 para proteção das vértebras C3-C7, que foram então  
21 armazenadas envolvidas em sacos plásticos e congeladas a -20°C. Depois foram  
22 transportadas para o local do teste biomecânico em uma caixa de isopor com gelo e  
23 em seguida descongeladas lentamente em temperatura ambiente por período mínimo

1 de 12 horas, sendo borrifado solução fisiológica durante o descongelamento para  
2 evitar a desidratação e comprometimento do tecido ósseo. Na sequência foram  
3 realizadas radiografias para avaliação da densitometria óptica.

4 As radiografias das colunas cervicais foram realizadas com um  
5 aparelho de raio-X digital (MinXray®3 TR90) sob técnica radiográfica de 50KV e 1,2  
6 mA (Figura 1-A), junto a uma escala de alumínio para realizar a densitometria óptica  
7 radiográfica. A avaliação da densitometria óptica consistiu na comparação dos corpos  
8 vertebrais de C3, C4, C5, C6 e C7 com uma escala de 20 degraus de alumínio,  
9 utilizando o programa de imagem ImageJ® (Figura 1-B).

10 **Figura 1** - Imagem de radiografia digital da coluna cervical de um cão  
11 após a coleta, com destaque para as vértebras de C3-C7 utilizadas no estudo (A).  
12 Delimitação dos corpos vertebrais de C3 a C7 (B), para posterior comparação com a  
13 escala de 20 degraus de alumínio (setas amarelas).



1                   As peças coletadas foram dissecadas novamente para retirar  
2 qualquer tecido mole restante e separar individualmente as vértebras de C3 a C7, que  
3 foram identificadas e congeladas novamente em sacos plásticos. As imagens  
4 radiográficas foram avaliadas para realizar o planejamento do procedimento com o  
5 programa Veterinary Preoperative Orthopaedic Planning (vPOP), no qual foi  
6 mensurado a altura dos corpos vertebrais, para definição da profundidade e inserção  
7 dos parafusos, estabelecida inicialmente como de 80% da altura do corpo vertebral  
8 <sup>32,36,48</sup>. Além disso, o comprimento do parafuso foi estabelecido de forma a garantir a  
9 exposição de 10 a 12 mm do mesmo, permitindo assim a simulação da sua utilização  
10 clínica associada ao PMMA <sup>37</sup>.

### **Delineamento experimental**

11                   As 16 colunas foram separadas em dois grupos com oito colunas (C3  
12 a C7), através de sorteio entre dois animais com peso e idade semelhantes. Cada  
13 vértebra recebeu dois parafusos do mesmo tipo, cortical ou bloqueado, sendo um  
14 deles inserido após o macheamento do orifício e o outro não. Duas colunas foram  
15 retiradas do estudo, uma do grupo cortical e outra do grupo bloqueado, pois constatou-  
16 se que foram realizadas perfurações bicorticais e por ajustes técnicos iniciais,  
17 totalizando sete animais em cada grupo. Portanto, ocorreram sete repetições de cada  
18 tratamento por vértebra.

19                   Dessa forma, havia 35 vértebras em cada grupo e dois subgrupos:

20                   • Grupo PC: representado por PCs (AO/ASIF) com passo de rosca  
21 de 1,25 mm e altura da rosca (filete) de 0,5 mm (3,5 mm de diâmetro externo e alma  
22 ou corpo com 2,5 mm).

23                   - Subgrupo; PCs não macheados

- 1                               - Subgrupo; PCs macheados
- 2                               • Grupo PB: representado por PBs (AO/ASIF) com passo de rosca
- 3 de 0,5 mm e altura da rosca de 0,35 mm (3,5 mm de diâmetro externo e alma ou corpo
- 4 com 2,8 mm).
- 5                               - Subgrupo; PBs não macheados
- 6                               - Subgrupo; PBs macheados

### **Instrumentação**

7                               A seguir foi realizado novo descongelamento lento por mínimo 12

8 horas em temperatura ambiente e borrifou-se solução fisiológica sobre as vértebras.

9 Então, os PCs (Figura 2- A) e PBs (Figura 2- B) de aço inoxidável (ASTM F138) da

10 marca Focus®, com 3,5 mm de diâmetro e alma de 2,5 mm e 2,8 mm de diâmetro,

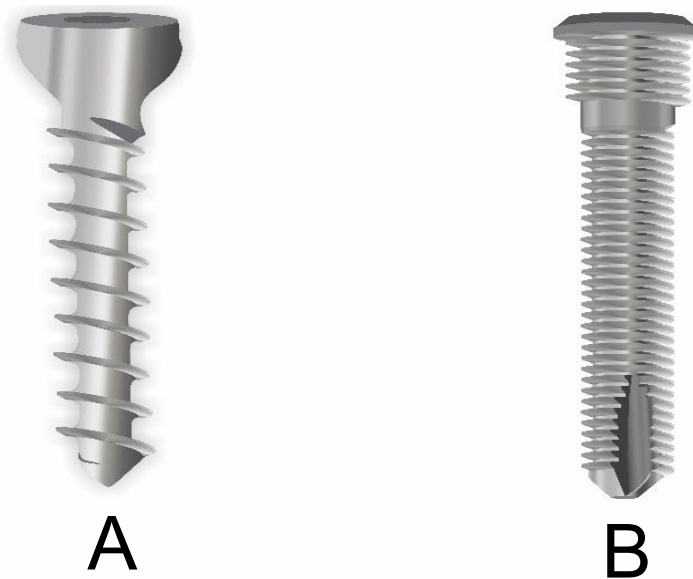
11 respectivamente, foram inseridos no corpo ventral da vértebra cervical, em ambas as

12 laterais da epífise caudal, simulando sua aplicação clínica, visando sua inserção

13 paralela às placas terminais caudais, uma vez que essa região possui o maior estoque

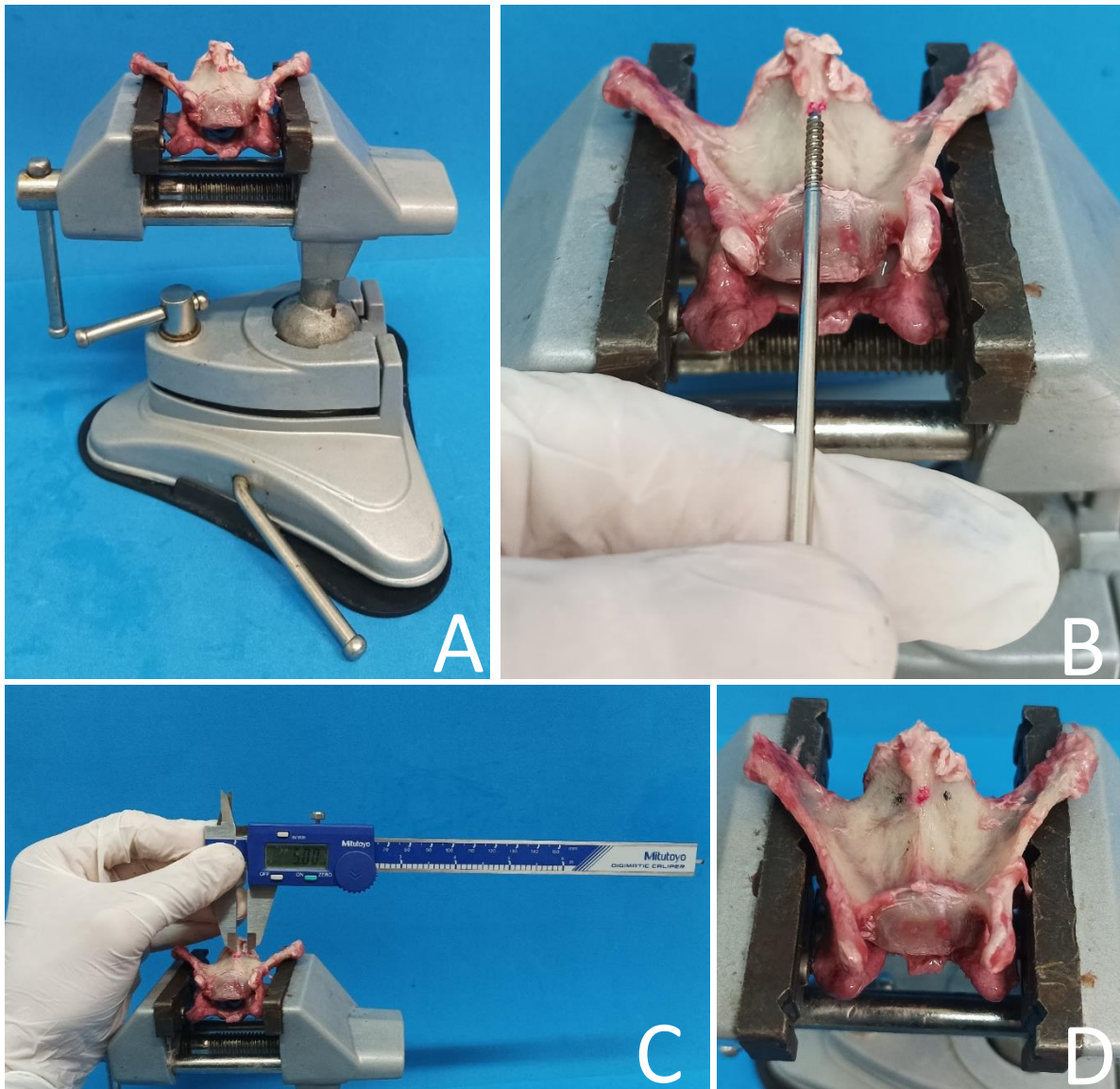
14 ósseo do corpo vertebral das vértebras cervicais.

- 1 **Figura 2** - Desenho representativo dos parafusos corticais (A) e dos parafusos  
2 bloqueados (B) utilizados no estudo.



- 3 *Att.*  
Em seguida, as vértebras foram posicionadas com a placa terminal  
4 cranial em ângulo de 90°, com o auxílio de um torno de mesa pequeno (Figura 3-A),  
5 onde foi realizada a retirada dos excessos de tecidos moles restantes, mensuração e  
6 demarcação dos locais de inserção dos parafusos, utilizando um pino de Schanz  
7 posicionado acima da linha média na face ventral do corpo vertebral, traçando uma  
8 linha direcionada caudalmente até o início da crista ventral caudal, marcando esse  
9 ponto com caneta cirúrgica vermelha (Figura 3-B) e a partir dele foi mensurado  
10 lateralmente uma distância de cinco milímetros para ambos os lados com auxílio de  
11 paquímetro digital (Figura 3-D), sendo esses pontos marcados com caneta cirúrgica  
12 preta (Figura 3-E), totalizando dez milímetros de distância entre eles, visando uma  
13 ampla margem de osso saudável entre os parafusos no teste de arrancamento.

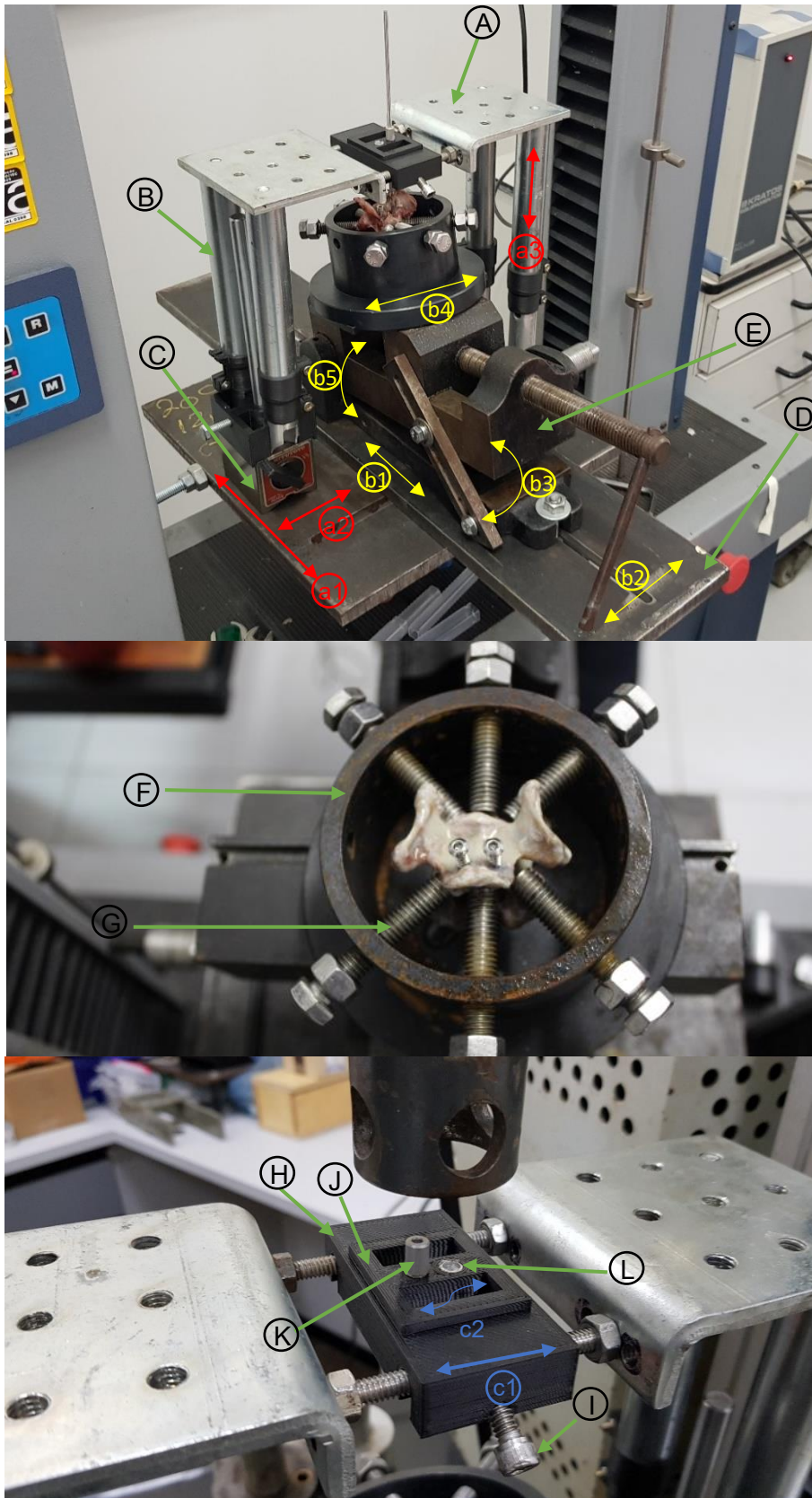
- 1 **Figura 3** - Imagens com a técnica utilizada para definição dos pontos de inserções
- 2 dos parafusos no corpo vertebral.



- 3 Para auxiliar na inserção dos parafusos, foi utilizado uma mesa
- 4 metálica (Figura 4-A) com quatro pés de altura ajustáveis (Figura 4-B), com uma base
- 5 magnética (Figura 4-C) conectada a dois pés, com função de facilitar o
- 6 posicionamento e travamento do conjunto (Figura 4-a1 ao a3), posicionada no
- 7 dispositivo de arrancamento que consistia em uma mesa presa à base da máquina de
- 8 ensaios (Figura 4-D) e um torno de bancada basculante fixado à mesa por dois

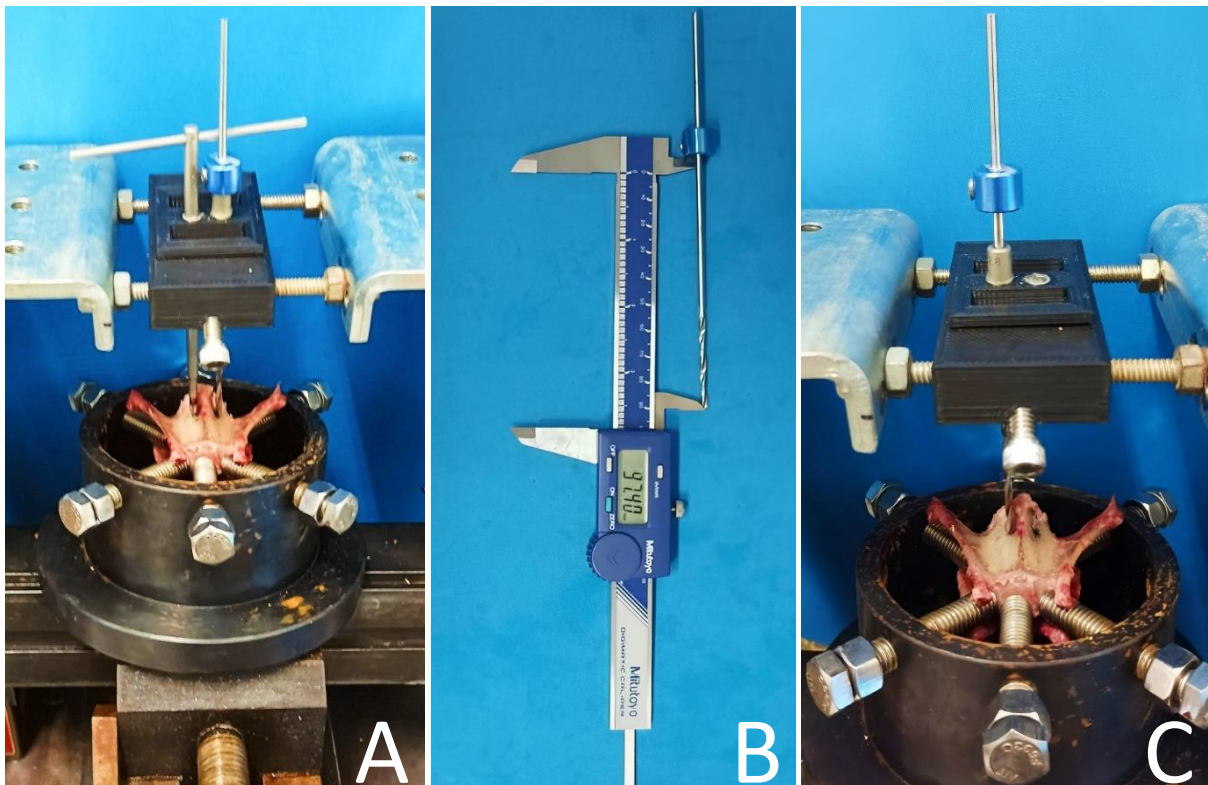
1 parafusos (Figura 4-E) com seus mordentes segurando uma garra cilíndrica (Figura  
2 4-F) com seis parafusos dispostos radialmente para posicionar e fixar as vértebras, e  
3 permitir ajustes no posicionamento para realização das inserções dos parafusos e dos  
4 ensaios de acordo com os diferentes graus de movimentações do dispositivo (Figura  
5 4b1 a 4b5). No centro da mesa metálica havia uma base (Figura 4-H) fixada por quatro  
6 parafusos laterais e dois parafusos em cada extremidade (Figura 4-I) que permitia o  
7 ajuste lateral (Figura 4-c1), com uma peça removível no centro que continha os guias  
8 de perfuração (Figura 4-K) e de macheamento (Figura 4-L) específicos para os PCs  
9 e PBs, com dez milímetros de distância entre eles, para possibilitar a perfuração e  
10 macheamento no lado direito ou esquerdo da vértebra apenas invertendo a disposição  
11 da peça (Figura 4-c2), portanto havia duas peças, uma para cada tipo de parafuso.

- 1 **Figura 4-** Dispositivo de arrancamento e guia utilizado para posicionamento das
- 2 vértebras, perfuração, macheamento e inserção dos parafusos.



1                    Após o alinhamento da mesa metálica contendo o guia com o local de  
2 realização do orifício marcado anteriormente na vértebra, o ímã da base magnética  
3 era ativado e a altura da mesa mensurada em todas as extremidades com auxílio de  
4 parquímetro digital, sendo feito ajustes na altura dos pés caso necessário. A seguir, a  
5 broca contendo um limitador (*stop*) foi posicionada no guia (Figura 5-A), e para  
6 controlar a profundidade do orifício foi realizada a mensuração da distância do *stop*  
7 preso na broca até a ponta da mesma, com auxílio de paquímetro digital (Figura 5-B),  
8 e acrescentado a profundidade do orifício (Figura 5-C).

9 **Figura 5** - Posicionamento da broca com o stop e o macho na peça removível do  
10 dispositivo para mensuração dos orifícios na vértebra C3.



11                    Os orifícios foram realizados com uma furadeira da marca Makita® de  
12 12 volts à bateria, modelo HP333DWYX3, com broca de diâmetro 2,5 mm para os

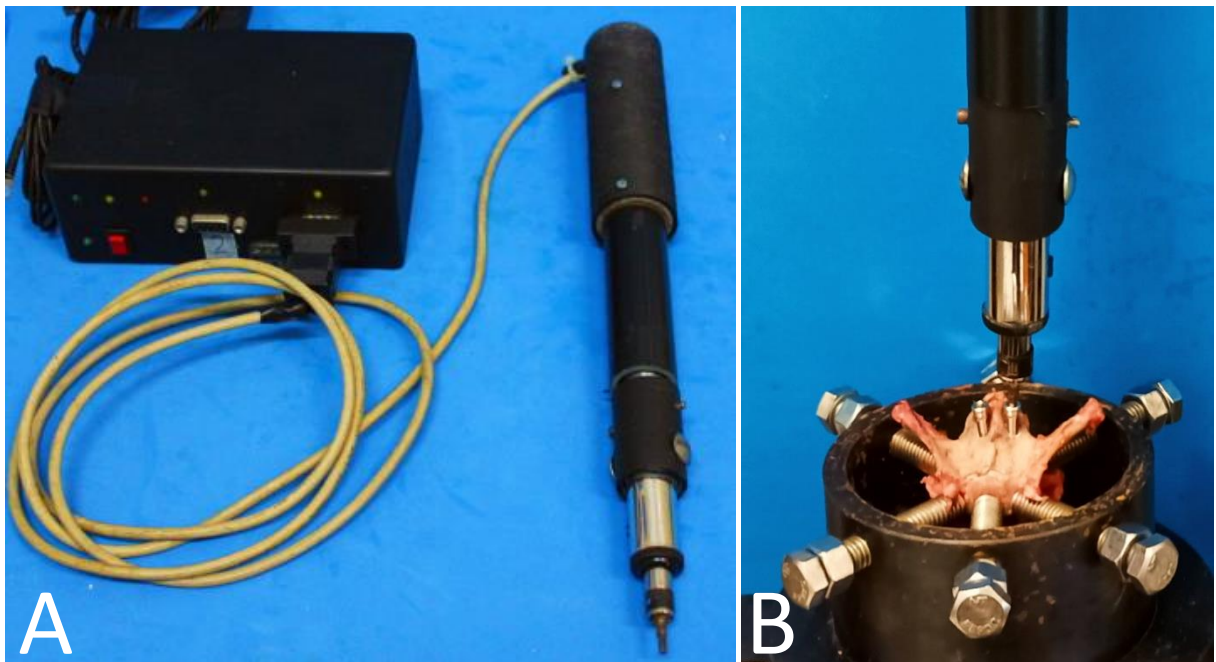
1 PC's e 2,8 mm para os PB's, em um ângulo de inserção de 90° em relação à cortical  
2 vertebral com velocidade de rotação do eixo em 1,3 rotações por segundo e  
3 retornando no sentido anti-horário, após posicionamento no guia, sendo acrescentado  
4 um milímetro além da profundidade calculada previamente e realizada a perfuração  
5 total do orifício mensurado com a furadeira.

6           Antes de inserir os parafusos, a profundidade do orifício era  
7 confirmada com auxílio do medidor de profundidade 3,5 Focus® e os parafusos  
8 recebiam uma marcação na altura exata da profundidade de inserção com o auxílio  
9 de uma caneta marcadora específica para metais e paquímetro digital. Utilizou-se  
10 duas técnicas de inserção dos parafusos, que diferiram em relação à preparação do  
11 orifício piloto. Em um deles foi realizado o macheamento, com auxílio de um macho  
12 3,5 mm Focus®, que reproduz o perfil do passo de rosca do parafuso correspondente.  
13 A profundidade do orifício também foi marcada no macho com auxílio da caneta  
14 marcadora específica para metais antes de cada macheamento. No outro orifício da  
15 mesma vértebra não houve essa preparação prévia, sendo as escolhas dos lados  
16 realizadas por meio de randomização simples utilizando a ferramenta “aleatório” do  
17 programa Excel®.

18           O parafuso foi então inserido manualmente com o auxílio de um  
19 torquímetro digital desenvolvido no Laboratório de Biomecânica LIM-41, calibrado  
20 previamente utilizando um torquímetro de referência modelo DV-14, marca *Lorenz*  
21 *Messtechnik*® com capacidade de +-12 N.m na faixa de 0 a +- 10 N.m, composto por  
22 um sensor de torque protegido por uma manopla para facilitar a empunhadura, uma  
23 catraca com encaixe para diversos tipos de chaves em sua ponta (Figura 6-A) e pelo  
24 leitor, que efetuava a aquisição do torque em uma taxa de 50 amostras por segundo,  
25 enviando ao computador via USB para o programa de leitura, também desenvolvido

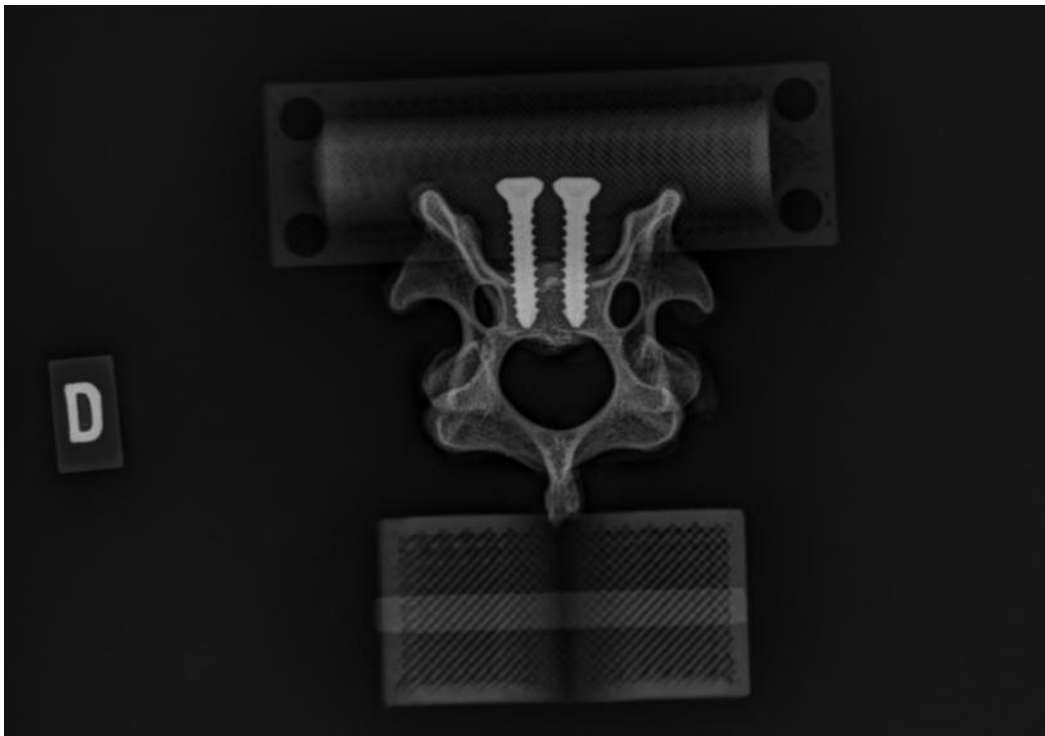
1 no laboratório de biomecânica, permitindo a visualização do torque em tempo real.  
2 Dessa forma, o aperto de todos os parafusos foi realizado com o auxílio de uma chave  
3 hexagonal de 2,5 mm (Bit Allen Gedore) acoplado a extremidade do torquímetro  
4 (Figura 6-B), e todos os dados foram gravados pelo programa durante o procedimento  
5 para posterior análise do torque máximo de inserção.

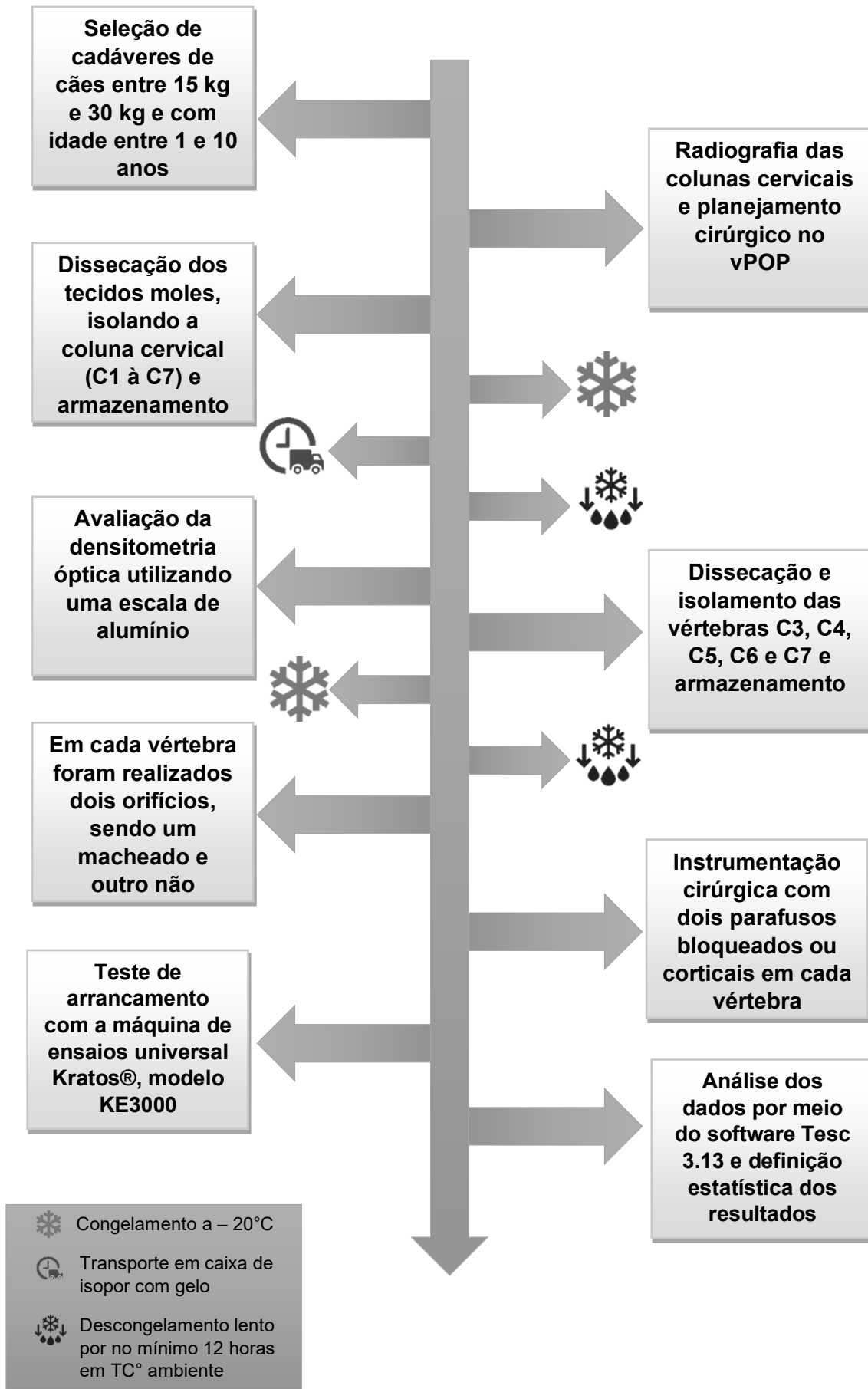
6 **Figura 6** - Torquímetro digital com manopla para inserção e monitoração do torque  
7 máximo.



8 Após a inserção dos parafusos, realizou-se radiografias individuais  
9 das vértebras com o aparelho de raios-x utilizado na avaliação da densitometria, com  
10 técnica radiográfica de 50KV e 6,0mA, em projeção caudo-cranial e marcador  
11 radiográfico identificando o lado direito para avaliar a profundidade de inserção e se a  
12 mesma ocorreu de maneira monocortical (Figura 7). Posteriormente, foi mensurada a  
13 porcentagem de inserção desses parafusos com auxílio do Vpop. Após a conclusão

- 1 dos procedimentos descritos, todas as vértebras foram submetidas aos ensaios
- 2 mecânicos de arrancamento, conforme resumido no fluxograma do estudo (Figura 8).
- 3 **Figura 7** - Radiografia individual da vértebra C6, após instrumentação com dois
- 4 parafusos corticais 3,5 mm, sendo um macheado e outro não macheado, para avaliar
- 5 a profundidade de inserção dos parafusos.

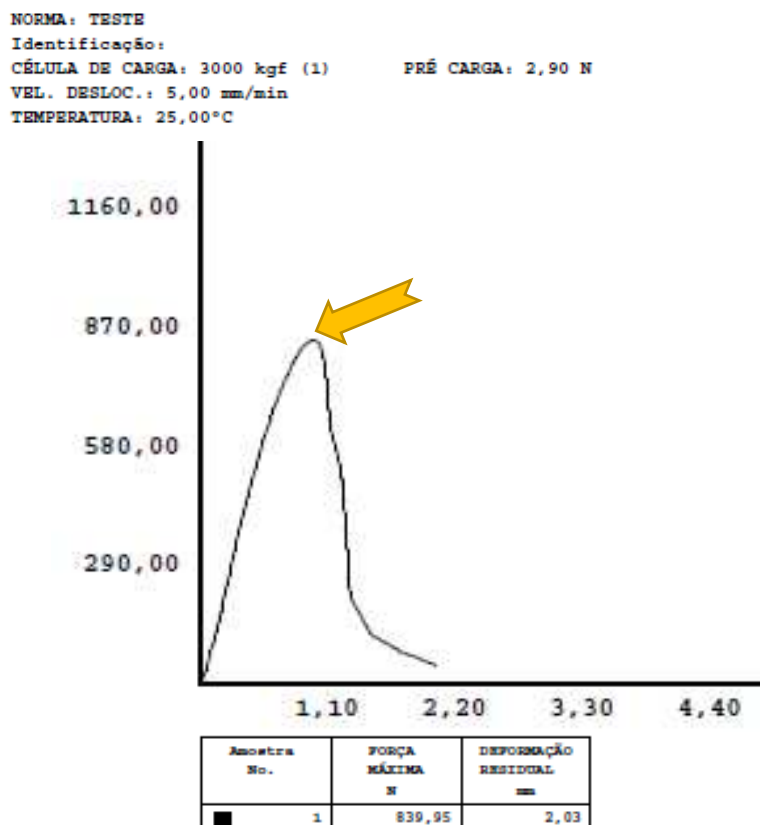


1 **Figura 8** – Imagem esquemática do fluxograma das etapas do estudo.

## Teste de Arrancamento

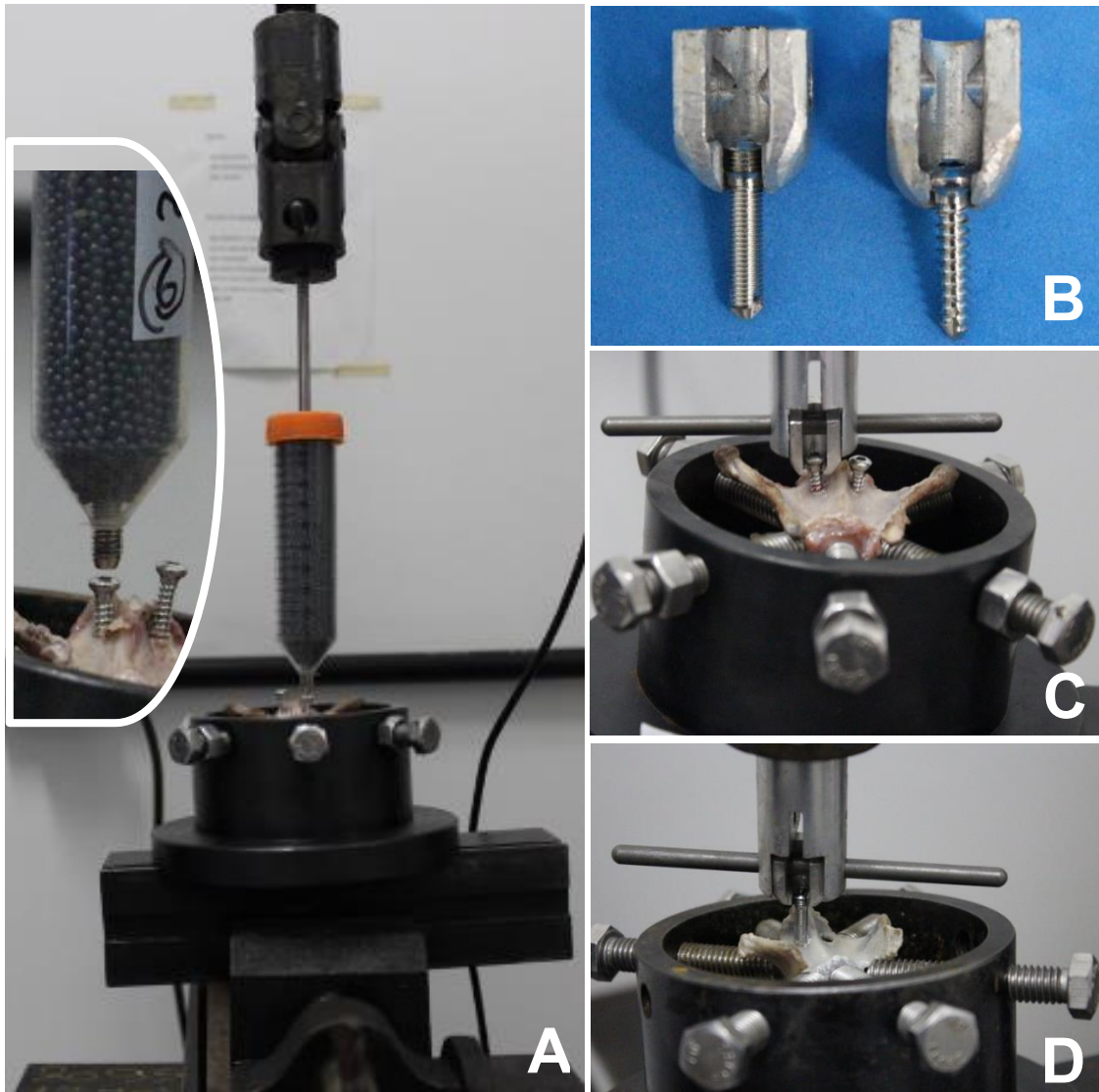
1 O teste de arrancamento consistiu na aplicação de uma carga axial  
 2 na cabeça dos parafusos, de dentro para fora do osso, alinhada ao parafuso e ao eixo  
 3 principal da máquina de ensaios universal Kratos®, modelo KE3000, a uma  
 4 velocidade de 5 mm/minuto e aplicando uma pré-carga de 3 N com uma célula de  
 5 carga com capacidade de 29430 N (3000 kgf) ajustada para a escala de 2943 N (300  
 6 kgf), até a carga ultrapassar a força máxima, ou seja, até a cortical *cis* da vértebra  
 7 ceder e a curva de arrancamento diminuir, o que forneceu a FA do implante (Figura 9).  
 8 Os dados gerados foram analisados por meio do software Tesc 3.13.

9 **Figura 9** - Imagem do relatório gerado pelo software Tesc 3.13 após o teste de  
 10 arrancamento de um PC não macheado na vértebra C4 do animal 1C, sendo  
 11 destacado o pico da curva seguido por sua queda (seta amarela).



1                    Para realização desse teste, a vértebra foi reposicionada no  
2 dispositivo de arrancamento dentro da garra cilíndrica, onde os parafusos foram  
3 apertados com o torque de 1.75 N.m antes de cada teste, sendo definido um alarme  
4 no programa de leitura caso o torque excedesse o limite. Em seguida, um pêndulo de  
5 massa de 300 gramas e ponta cônica foi acoplado à junta universal unido à célula e  
6 ao travessão móvel da máquina (Figura 10- A), para facilitar o alinhamento do eixo da  
7 máquina com a cabeça do parafuso. Após o alinhamento, o pêndulo era retirado e um  
8 conector de arrancamento específico (Figura 10-B) para o PC (Figura 10-C) ou PB,  
9 (Figura 10-D) era acoplado à cabeça do parafuso e à junta universal. Esses  
10 procedimentos foram repetidos para o arrancamento do segundo parafuso de cada  
11 vértebra cervical.

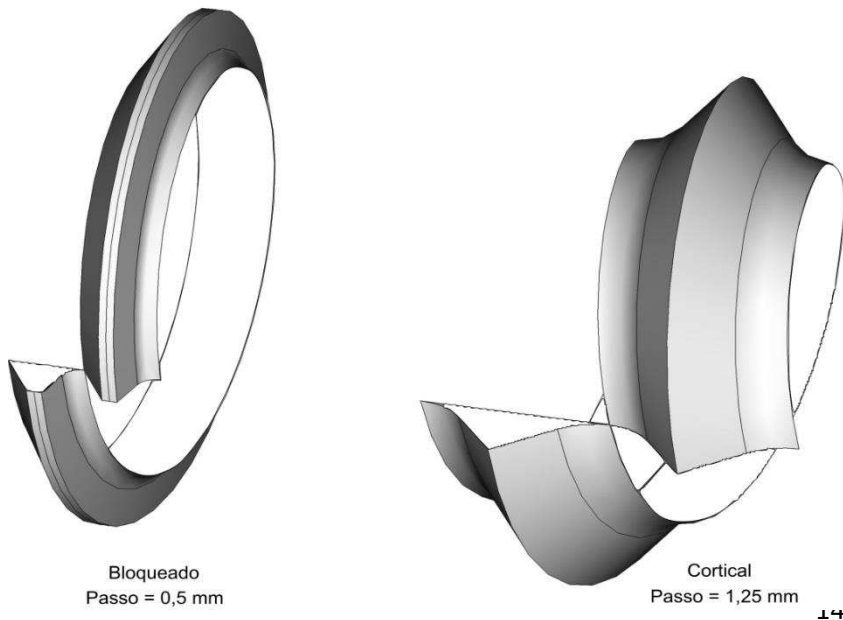
- 1 **Figura 10** - Alinhamento da cabeça do parafuso ao eixo da máquina de ensaios
- 2 realizado antes de inserir o conector de arrancamento.



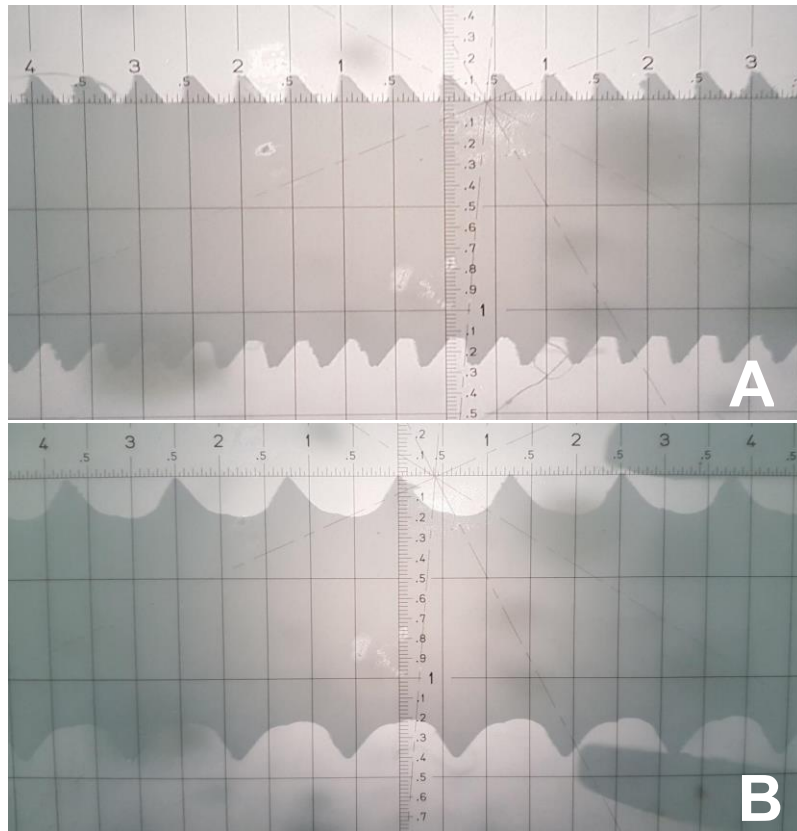
### Área de contato do parafuso com o osso

- 3 Para definir a área de contato do filete da rosca de cada parafuso com
- 4 osso, os perfis do filete dos parafusos foram desenhados no CAD FreeCAD versão
- 5 0.19 com o passo de 0,5 mm para o PB e 1,25 mm para o PC (Figura 11), após
- 6 confirmação dessas medidas com auxílio de um projetor de perfil marca Deltronic,
- 7 modelo DV114, dotado de objetiva com aumento de 20X (Figura 12). Então,

- 1 determinou-se a área do filete da rosca de cada parafuso utilizando a macro FCInfo
- 2 (versão 1.26c) instalada previamente no CAD, que resultou em uma área do filete de
- 3 15,20 mm<sup>2</sup> para o PC e de 9,43 mm<sup>2</sup> para o PB.
- 4 **Figura 11:** Desenho do CAD representando o perfil do PB e do PC segundo os seus
- 5 respectivos passos. A área do filete da rosca está na cor cinza



- 1 **Figura 12:** Imagem da tela do projetor de perfil com o PB (A) e PC (B). Ampliação de  
 2 20X.



- 3 A área de contato do filete da rosca com o osso depende de quanto o  
 4 parafuso foi inserido. Dessa maneira, foi possível calcular a área total de contato entre  
 5 o parafuso e o osso (Equação 1), relacionando a área do filete para um passo  
 6 completo (volta inteira) e o comprimento do parafuso inserido:

7 
$$A_{total} = A_{passo} \cdot \frac{L}{p} \quad (\text{Equação 1})$$

8 Onde:

9 A<sub>total</sub> – Área total de contato entre o osso e o parafuso, em mm<sup>2</sup>

10 A<sub>passo</sub> - Área do filete da rosca para um passo completo, em mm<sup>2</sup>

11 L – comprimento do parafuso inserido, em mm

1 p - passo da rosca, em mm

2 Ao considerar as profundidades de inserção dos parafusos em cada  
3 vértebra mensurada pelo método radiográfico com auxílio do Vpop, foi realizado o  
4 cálculo das áreas totais de contato para cada tipo de parafuso utilizando a equação 1.

### **Análise estatística**

5 Os dados biomecânicos foram avaliados para os pressupostos de  
6 normalidade e homogeneidade pelo teste de Shapiro–Wilk e Levene,  
7 respectivamente. A FA e o torque foram comparados entre os PBs e PCs macheados  
8 e não macheados, através do teste de *t* de Student para amostras com distribuição  
9 normal ou teste de Mann-Whitney para dados que não cumpriram tal pressuposição.

10 Com o objetivo de verificar diferenças estatísticas entre peso e idade  
11 nos grupos e entre as vértebras empregadas no estudo, foi realizada análise de  
12 variância (ANOVA) seguido teste de Tukey post-hoc. A influência da área de contato  
13 entre parafuso e osso, densitometria óptica, torque, profundidade de perfuração do  
14 parafuso, idade dos animais e peso dos cães sobre a FA, foi calculada por meio de  
15 regressão linear. Os resultados estão expressos em média e desvio padrão e a análise  
16 estatística foi executada no “*software*” Sigma-Plot 14.0, sendo considerado  
17 significância estatística quando o  $P < 0,05$ .

## **Resultados**

### **Grupos do Estudo**

18 O grupo de cães cujas vértebras tiveram inserção de PBs, apresentou  
19 idade de  $6 \pm 3,01$  anos, com mínima de 2 e máxima de 10 anos e peso de  $22,82 \pm$

1 3,51 Kg, com mínimo de 16 kg e máximo de 27 kg, enquanto que nos cães submetidos  
2 à inserção de PCs, a idade foi de  $6,08 \pm 3,39$  anos, com mínima de 1,6 e máxima de  
3 10 anos e peso de  $23,85 \pm 3,39$  kg, com mínimo de 17 kg e máximo de 27,5 kg, não  
4 havendo diferença estatística entre os grupos (Apêndice A) (idade:  $p=0,769$ , peso:  
5  $p=0,142$ ). Nos primeiros parafusos inseridos em ambos os grupos, ocorreram algumas  
6 inserções bicorticais devido a ajustes na altura da mesa metálica, que juntamente com  
7 as alterações na técnica de inserção resultaram na exclusão de dois animais do  
8 experimento.

### **Força de Arrancamento “versus” Vértébras Cervicais**

9 A FA dos PBs e PCs macheados ou não macheados não sofreram  
10 influência da idade (PBNM  $p= 0,517$ , PBM  $p= 0,451$ , PCNM  $p= 0,958$  e PCM  $p= 0,806$ )  
11 e do peso (PBNM  $p=0,998$ , PBM  $p= 0,141$ , PCNM  $p= 0,399$  e PCM  $p= 0,391$ ) dos  
12 animais, ou da densitometria óssea (PBNM  $p= 0,11$ , PBM  $p= 0,451$ , PCNM  $p= 0,815$   
13 e PCM  $p= 0,58$ ). Entretanto, ao avaliar a força de arrancamento entre as vértebras  
14 submetidas ao procedimento de implante de parafusos (C3 a C7), foi possível  
15 constatar uma redução significativa da força entre as vértebras C3 e C7 em todos os  
16 grupos ( $p<0,05$ ) (Tabela 1). Ademais, ao compararmos a FA de cada vértebra entre os  
17 grupos, foi possível constatar maior divergência entre as vértebras C3 ( $p=0,035$ ) e C4  
18 ( $p=0,024$ ).

1 **Tabela 1.** Força de arrancamento (Média ± DP) dos parafusos implantados nas  
 2 vértebras cervicais dentre os dois grupos avaliados.

Vértebra	CNM (N)	CM (N)	BNM (N)	BM (N)
<b>C3</b>	1048,20 ± 264,4 <sup>Aa</sup>	1046,10 ± 275,4 <sup>Aa</sup>	716,38 ± 159,8 <sup>Ab</sup>	699,15 ± 383,9 <sup>Ab</sup>
<b>C4</b>	964,99 ± 192,5 <sup>Aba</sup>	1005,33 ± 180,8 <sup>Aa</sup>	620,56 ± 361,9 <sup>Ab</sup>	696,21 ± 267,5 <sup>Aab</sup>
<b>C5</b>	752,18 ± 224,7 <sup>Aba</sup>	860,96 ± 141,0 <sup>Ba</sup>	590,29 ± 254,9 <sup>Aba</sup>	644,30 ± 257,6 <sup>Aba</sup>
<b>C6</b>	642,41 ± 199,6 <sup>Ba</sup>	620,98 ± 239,6 <sup>Ba</sup>	545,96 ± 172,2 <sup>Aba</sup>	444,03 ± 123,7 <sup>Aba</sup>
<b>C7</b>	475,98 ± 163,1 <sup>Ba</sup>	391,87 ± 136,4 <sup>Ba</sup>	317,74 ± 116,5 <sup>Ba</sup>	308,91 ± 89,1 <sup>Ba</sup>

3 A,B – Letras maiúsculas sobrescritas indicam diferença estatística entre as linhas, ou seja,  
 4 entre as vértebras de um mesmo grupo ( $p < 0,05$ ).

5 a,b, - letras minúsculas sobrescritas indicam diferença estatística entre grupos, ou seja, entre  
 6 os grupos para a mesma vértebra ( $p < 0,05$ ).

7 N – Newtons.

### Força de Arrancamento versus Técnicas de inserção

#### Macheamento do orifício piloto

### Força de Arrancamento versus Técnicas de inserção

#### Macheamento do orifício piloto

8 A FA dos PBs e PCs não sofreu influência da porcentagem de  
 9 perfuração nos PBs não macheados (84,23% ± 13,42%), PBs macheados (79,33% ±  
 10 12,87%), PCs não macheados (87% ± 8,14%) e PCs macheados (85,27% ± 8,91%)  
 11 (PBNM  $p = 0,625$ , PBM  $p = 0,281$ , PCNM  $p = 0,311$  e PCM  $p = 0,698$ ), e também não foi  
 12 constatado influência do macheamento nesse parâmetro para nenhum dos grupos

- 1 (Apêndice B e C). Entretanto, foi evidenciado redução do torque com a execução do  
 2 machejamento dos PCs ( $p=0,002$ ) (Tabela 2).

- 3 **Tabela 2.** Força de arrancamento e torque (Média  $\pm$  DP) comparados entre os grupos  
 4 avaliados.

Grupos	Força de Arrancamento (Média $\pm$ DP)	Torque (Média $\pm$ DP)
PBNM	558,18 $\pm$ 254,62 <sup>B</sup> (N)	0,361 $\pm$ 0,15 <sup>B</sup> (N.m)
PBM	558,52 $\pm$ 281,94 <sup>B</sup> (N)	0,27 $\pm$ 0,14 <sup>B</sup> (N.m)
PCNM	776,75 $\pm$ 290,61 <sup>A</sup> (N)	0,420 $\pm$ 0,18 <sup>A</sup> (N.m)
PCM	785,05 $\pm$ 314,12 <sup>A</sup> (N)	0,280 $\pm$ 0,16 <sup>B</sup> (N.m)

- 5 DP: Desvio Padrão.  
 6 <sup>A, B</sup> – Letras maiúsculas sobrescritas indicam diferença estatística entre os grupos ( $p<0,05$ ).  
 7 N – Newtons.  
 8 N.m – Newton metro.  
 9 PBNM - Parafusos bloqueados não macheados.  
 10 PBM - Parafusos bloqueados macheados.  
 11 PCNM – Parafusos corticais não macheados.  
 12 PCM - Parafusos corticais macheados.

### Torque de inserção

- 13 Constatou-se também, efeito do torque sobre a FA para ambos os  
 14 tipos de parafusos, macheados ou não, como evidenciado na Tabela 3.

- 15 **Tabela 3.** Influência do torque sobre a FA nos grupos avaliados.

Grupos	R <sup>2</sup>	p valor
PBNM	0,327	<0,001
PBM	0,37	<0,001
PCNM	0,714	<0,001
PCM	0,38	<0,001

- 16 PBNM - Parafusos bloqueados não macheados.  
 17 PBM - Parafusos bloqueados macheados.  
 18 PCNM – Parafusos corticais não macheados.  
 19 PCM - Parafusos corticais macheados.  
 20 R<sup>2</sup> – Coeficiente de regressão.

### **Profundidade de Inserção**

1                    Inicialmente foi proposta a realização do orifício piloto com a  
2 perfuração apenas da cortical *cis* com a furadeira e finalização do orifício com a  
3 inserção do parafuso até a profundidade predefinida, porém foi encontrado resistência  
4 na inserção do PB, resultando no alargamento do orifício e conseqüentemente  
5 afrouxamento do parafuso. Então, foi realizada a perfuração completa do orifício, com  
6 profundidade de 80% da altura do corpo vertebral, como definido anteriormente, mas  
7 alguns PBs ao atingir o fundo do orifício e tentar progredir além da profundidade  
8 definida, por alguma discrepância nas mensurações, encontravam resistência  
9 novamente e começavam a girar no próprio eixo, destruindo a rosca do parafuso  
10 criada no tecido ósseo durante a inserção ou no macheamento, resultando também  
11 no afrouxamento do parafuso e perda do orifício, motivo pelo qual foi acrescentado 1  
12 milímetro além dos 80% na profundidade do orifício piloto de ambos os parafusos.

### **13 Força de Arrancamento “versus” *Designs* dos Parafusos**

14                    Foi observada diferença na FA quanto aos tipos de parafusos, sendo  
15 o PC superior ao PB ( $p < 0,001$ ), como visto na tabela 2. Alguns PCs permaneceram  
16 com parte do tecido ósseo cortical fixado em parte das roscas após o teste de  
17 arrancamento (Figura 7).

- 1 **Figura 13** - Parafuso cortical após teste de arrancamento com tecido ósseo cortical
- 2 na extremidade.



### 3 **Força de Arrancamento versus Área de contato e profundidade do orifício**

#### 4 **Força de Arrancamento “versus” Área de contato**

5                   A avaliação da influência da área de contato entre parafuso e osso  
6 sobre a FA não foi confirmada para nenhum dos grupos testados ( $p > 0,05$ ) (Apêndice  
7 C). Em contrapartida, esse parâmetro demonstrou influência sobre o torque nos  
8 animais dos grupos de PBs (PBNM:  $p = 0,006$ ,  $R^2 = 0,210$ ; PB M:  $p = 0,02$ ;  $R^2 = 0,154$ ).  
9 Além disso, ao analisar os dados da área de contato entre o parafuso e o osso com  
10 as vértebras submetidas ao procedimento (C3 a C7), foi possível constatar aumento  
11 significativo desta medida de cranial para caudal para todos os grupos avaliados  
12 ( $p < 0,05$ ) (Tabela 4). Também foram verificadas diferenças para a área de contato entre  
13 o parafuso e osso e as vértebras nos grupos avaliados, sendo os PBs com maior área  
14 de contato do que os PCs (Tabela 4).

1 **Tabela 4.** Área de contato entre parafuso e ossos (Média  $\pm$  DP) nas vértebras cervicais  
2 dentre os quatro grupos avaliados.

Vértebra	BNM (mm <sup>2</sup> )	BM (mm <sup>2</sup> )	CNM (mm <sup>2</sup> )	CM (mm <sup>2</sup> )
<b>C3</b>	94,57 $\pm$ 19,2 <sup>Ab</sup>	99,42 $\pm$ 15,8 <sup>Ab</sup>	65,84 $\pm$ 19,2 <sup>Bb</sup>	67,92 $\pm$ 17,6 <sup>Bb</sup>
<b>C4</b>	96,46 $\pm$ 19,7 <sup>Ab</sup>	101,84 $\pm$ 23,3 <sup>Ab</sup>	64,10 $\pm$ 14,31 <sup>Bb</sup>	64,62 $\pm$ 17,3 <sup>Bb</sup>
<b>C5</b>	108,85 $\pm$ 23,8 <sup>Ab</sup>	116,93 $\pm$ 28,6 <sup>aAb</sup>	72,79 $\pm$ 12,85 <sup>Bb</sup>	71,22 $\pm$ 9,6 <sup>Bb</sup>
<b>C6</b>	118,82 $\pm$ 26,6 <sup>Ab</sup>	115,85 $\pm$ 23,0 <sup>Ab</sup>	78,52 $\pm$ 11,0 <sup>Bb</sup>	80,78 $\pm$ 9,9 <sup>Bb</sup>
<b>C7</b>	175,67 $\pm$ 9,3 <sup>Aa</sup>	170,82 $\pm$ 21, <sup>3Aa 2</sup>	105,44 $\pm$ 12,1 <sup>Ba</sup>	109,79 $\pm$ 16,4 <sup>Ba</sup>

3 DP: Desvio Padrão

4 A,B – Letras maiúsculas sobrescritas indicam diferença estatística entre as colunas, ou seja, entre os  
5 grupos para uma mesma vértebra ( $p < 0,05$ ).

6 a,b, - letras minúsculas sobrescritas indicam diferença estatística entre linhas, ou seja, entre as  
7 vértebras de um mesmo grupo ( $p < 0,05$ ).

## DISCUSSÃO

8 Não foram encontrados estudos prévios na literatura que abordassem  
9 a avaliação da FA de parafusos nas vértebras cervicais de cães. Além disso, foi  
10 desenvolvida uma metodologia inédita para avaliar a FA e técnicas de inserção de dois  
11 tipos de parafusos implantados nesta região específica da coluna em cães. Os  
12 resultados do presente estudo suportam que as variações na morfologia dos  
13 parafusos, como passo de rosca e diâmetro interno, que determina a profundidade da  
14 rosca, e nas técnicas de inserção e preparação do orifício piloto, como o  
15 macheamento e principalmente o torque, influenciam diretamente na FA dos parafusos  
16 nas vértebras cervicais dos cadáveres de cães avaliados.

17 As estratégias para melhorar a fixação e utilização dos parafusos se  
18 baseiam principalmente na variação dos *designs* desses implantes e das técnicas de  
19 inserção nos diferentes tecidos ósseos <sup>13</sup>, uma vez que as características do tecido

1 ósseo onde o parafuso é inserido, principalmente a DMO, afetam diretamente a FA  
2 desses implantes, como demonstrado em vértebras humanas <sup>18,19,49,50</sup> e bovinas <sup>16</sup>.  
3 Entretanto, a maioria desses estudos é realizado em materiais sintéticos <sup>6,9,20,51,52</sup>, que  
4 apresentam resultados semelhantes entre si, mas marcadamente diferentes em  
5 relação aos realizados em cadáveres <sup>34</sup>. Em vista disso, nesse trabalho buscou-se  
6 diminuir e padronizar essa variável, ao avaliar a DMO dos corpos vertebrais das  
7 vértebras cervicais, por meio da densitometria óptica, sendo obtido a baixa variação  
8 desse parâmetro.

9                   Optou-se pela utilização de PCs e PBs, pois os PCs inseridos de  
10 maneira monocortical associados ao polimetilmetacrilato (PMMA) e PBs com placas  
11 bloqueadas são atualmente os implantes mais indicados nas cirurgias de estabilização  
12 na região cervical caudal em cães, uma vez que conferem maior segurança e são  
13 biomecanicamente equivalentes aos pinos bicorticais associados ao PMMA <sup>36-38,53</sup>,  
14 que possuem alto risco de penetração do canal vertebral e do forame intervertebral  
15 <sup>36,39,43,45,54,55</sup>.

16                   Um dos aspectos principais para a fixação dos parafusos é a  
17 profundidade de inserção ou de perfuração <sup>32,47</sup>. A profundidade de inserção dos  
18 parafusos avaliados nesse estudo foi padronizada inicialmente em 80% da altura do  
19 corpo vertebral, semelhante às recomendações de Hettlich et al. (2013), que  
20 obtiveram porcentagem de perfuração acima desse valor, e em concordância com um  
21 estudo em pedículos de vértebras humanas, no qual foi constatado que entre as  
22 perfurações monocorticais, a profundidade de 80% obteve a melhor FA, sendo 23 a  
23 25% superior à penetração de 50% <sup>32</sup>.

24                   Ao comparar parafusos esponjosos, pediculares e corticais inseridos  
25 nos pedículos de vértebras lombossacrais humanas, não houve alteração significativa

1 na FA entre a penetração de 50% e 100% do corpo vertebral sem romper a cortical  
2 anterior <sup>48</sup>. Em outro estudo em humanos, ocorreu aumento da FA juntamente com a  
3 profundidade do parafuso inserido em vértebras lombares, mas também não houve  
4 diferença estatística entre a inserção até o meio do corpo vertebral e a penetração  
5 total sem ultrapassar a segunda cortical <sup>47</sup>. Porém, nesses estudos foram utilizadas  
6 vértebras com baixa DMO, diferentemente do presente estudo, que não constatou  
7 influência da porcentagem de perfuração dos orifícios com a FA dos parafusos.

8           A profundidade de inserção dos parafusos também influencia a área  
9 de contato desses implantes com o tecido ósseo, que foi calculada nos parafusos  
10 avaliados nesse estudo, e que pode ser afetada por diversos outros fatores, como  
11 morfologia da rosca <sup>8,13,56</sup> e técnica de inserção <sup>15,52,57</sup>. Esse fator pode ter correlação  
12 positiva com a FA dos parafusos, como relatado em estudo com parafusos pediculares  
13 inseridos em material sintético <sup>52</sup>.

14           Na avaliação de diversas propriedades biomecânicas de parafusos  
15 esponjosos, PCs e PBs também em material sintético, foi constatada correlação da  
16 área de contato apenas com o torque <sup>58</sup>, semelhante ao presente estudo, no qual não  
17 foi encontrada correlação da FA com a área de contato, mas sim com o torque dos  
18 PBs. Esses resultados podem ter correlação com a morfologia da rosca dos PBs, que  
19 possuem passo de rosca menor quando comparado aos PCs, pois essa característica  
20 permite a fixação de maior número de roscas na cortical *cis*, que impõe maior  
21 resistência na inserção dos parafusos e conseqüentemente pode elevar o torque. O  
22 passo de rosca menor também pode ser correlacionado com o fato dos PBs  
23 apresentarem área de contato com o tecido ósseo vertebral superior aos PCs no  
24 presente estudo. Parafusos com passo de rosca menor possuem fixação igual ou

1 superior quando aplicados na coluna vertebral ou em tecido sintético semelhante  
2 6,13,59.

3 No entanto, os PBs, que geralmente são utilizados apenas  
4 associados às placas de bloqueio <sup>4,60</sup>, obtiveram FA inferior aos PCs no presente  
5 estudo, e diversos fatores podem ter influenciado nesse resultado. Os principais são  
6 relacionados à morfologia da rosca desses parafusos, pois os PBs possuem diâmetro  
7 interno maior que os PCs, conferindo-lhes profundidade de rosca inferior. Em estudo  
8 comparou a FA desses parafusos, essa característica demonstrou ser fundamental  
9 para a fixação dos parafusos, entretanto foram utilizados parafusos bicorticais em  
10 fêmures sintéticos, ou seja, com inserção distinta dos implantes e características  
11 completamente diferentes do tecido ósseo vertebral <sup>14</sup>.

12 Outro fator importante é que as roscas nos PCs são assimétricas e  
13 com angulação diferente dos PBs <sup>2,60</sup>. Em materiais sintéticos e vértebras lombares  
14 humanas, as variações na angulação da rosca dos parafusos podem afetar  
15 diretamente a FA desses implantes <sup>8,56</sup>. Esse resultado também se repete quando são  
16 comparados os PCs aos parafusos esponjosos, como descrito em estudo com  
17 vértebras lombares de ovelhas (KARAKAŞLI, 2021) e em estudo com material  
18 sintético semelhante ao tecido vertebral (CONRAD et al., 2005).

19 A superioridade da fixação dos PCs também foi demonstrada quando  
20 esses parafusos se mantiveram fixados na parte do tecido ósseo cortical após o teste  
21 de arrancamento, o que pode ser explicado pelas características do tecido ósseo  
22 vertebral, pois os corpos vertebrais são os principais responsáveis por suportar a  
23 carga axial, sendo compostos principalmente por osso esponjoso no centro,  
24 possuindo menor densidade em relação ao tecido ósseo cortical, que compõe a  
25 camada compacta de tecido ósseo localizada periféricamente <sup>61,62</sup>. Assim, a superfície

1 de contato dos parafusos é maior com o osso esponjoso, porém a carga de  
2 arrancamento dos parafusos vertebrais é transmitida principalmente por meio do osso  
3 cortical para as primeiras roscas adjacentes à cabeça do parafuso<sup>2</sup>. Esse fato também  
4 pode ser um dos motivos da área de contato dos implantes com o tecido ósseo não  
5 ter correlação com a FA para nenhum dos parafusos avaliados.

6 A importância da camada de tecido ósseo cortical para os parafusos  
7 inseridos no corpo vertebral também pode ser parte da explicação para a diminuição  
8 significativa da FA ao longo das vértebras cervicais, mesmo com o aumento da área  
9 de contato para ambos os grupos, pois, a vértebra C7, que possui altura do corpo  
10 vertebral superior às outras vértebras cervicais avaliadas, apresentou a menor FA e  
11 visualmente havia uma camada de tecido ósseo cortical mais fina, com menor  
12 resistência na perfuração dos orifícios em relação às demais vértebras. Subentende-  
13 se que pode haver diminuição da espessura da cortical progressivamente de C3 a C7  
14 em cães, sendo essa informação muito importante, uma vez que a região cervical  
15 caudal dos cães de grande porte é frequentemente acometida pela  
16 espondilomielopatia cervical caudal (EMC) ou síndrome de Wobbler, e a estabilização  
17 utilizando diferentes tipos de parafusos faz parte das principais formas de tratamento  
18 dessa afecção<sup>41,63-66</sup>.

19 A FA e a superfície de contato de parafusos autorosqueantes inseridos  
20 no corpo vertebral de vértebras cervicais de ovelhas, foram avaliadas  
21 histomorfologicamente, e estas características foram superiores à dos parafusos  
22 automacheantes<sup>57</sup>. Em material sintético semelhante ao osso esponjoso, foram  
23 avaliados a FA de PCs, esponjosos e pediculares com profundidades de preparação  
24 do orifício piloto diferentes, e demonstrou-se em todos os parafusos testados que a

1 não realização da preparação completa do orifício piloto aumentou a FA desses  
2 implantes <sup>33</sup>.

3 A resistência encontrada na inserção dos PB's no presente estudo,  
4 ocorreram possivelmente em virtude da variação na morfologia das roscas citadas  
5 previamente, e hipotetizou-se que esse fato possa ter ocorrido por compactação do  
6 osso esponjoso na ponta desses parafusos e nas roscas iniciais, que apresentam  
7 passo muito pequeno, dificultando sua progressão no corpo vertebral.

8 As técnicas de preparação do orifício piloto também contribuem  
9 diretamente para o aumento ou diminuição da fixação dos parafusos, apesar de  
10 resultados controversos da literatura. Ocorreu aumento da FA após o macheamento  
11 no tecido ósseo vertebral ou sintético semelhante, com a técnica de sub-  
12 macheamento do orifício, ou seja, com utilização de um macho com diâmetro inferior  
13 ao recomendado para a alma do parafuso, mas com padrão de rosca semelhante <sup>27,49</sup>.

14 Em outros estudos não houve influência da FA com o macheamento  
15 dos orifícios, porém foram realizados em material sintético sem a presença de camada  
16 semelhante ao tecido ósseo cortical ou com técnicas de inserção e parafusos de  
17 morfologia diferentes desse experimento <sup>27,28,67</sup>. Mesmo assim, no presente estudo  
18 também não foi encontrada diferença na FA dos parafusos após o macheamento do  
19 orifício em ambos os grupos, resultado semelhante a um estudo no qual foi avaliada  
20 a FA de PCs em vértebras cervicais humanas, porém a inserção desses implantes foi  
21 bicortical <sup>67</sup>. Esses resultados podem ser explicados pelo fato das vértebras utilizadas  
22 no presente estudo não apresentarem sinais de osteoporose, pois estudos  
23 demonstraram que o macheamento diminui a FA em ossos e materiais com baixa  
24 densidade, porém esse fato ocorre com menor relevância em ossos com densidade  
25 normal <sup>28,67-70</sup>.

1                   Outros experimentos também demonstraram diminuição da FA após  
2 realização do macheamento para inserção de parafusos esponjosos e corticais em  
3 material sintético semelhante ao osso esponjoso e vértebras humanas com baixa  
4 densidade <sup>26,29,71,72</sup>. Houve resultado semelhante na FA de parafusos pediculares  
5 corticais inseridos em vértebras lombares bovinas, mas além disso, ocorreu  
6 diminuição do torque de inserção após o macheamento dos orifícios <sup>30</sup>, resultado  
7 similar ao dos PCs testados nesse experimento, que ao serem inseridos sem o  
8 macheamento do orifício piloto tiveram a FA e o torque superior aos PBs, evidenciando  
9 assim uma importante relação entre esses parâmetros. Esse fato pode ser associado  
10 com a morfologia das roscas diferentes entre os parafusos, citadas previamente, e  
11 com o fato do macheamento resultar na remoção de tecido ósseo durante sua  
12 realização, diminuindo a quantidade de volume ósseo entre as roscas dos parafusos,  
13 principalmente em ossos esponjosos, que leva à diminuição da resistência durante a  
14 inserção, e conseqüentemente diminuição do torque de inserção <sup>28,68</sup>.

15                   O torque de inserção é outro teste realizado com parafusos que possui  
16 extrema relevância nas avaliações dos mesmos, pois possui alta correlação com a FA  
17 dos parafusos e pode ser considerado um bom preditor da falha na relação entre o  
18 tecido ósseo e o implante <sup>6,52,73</sup>, fato também constatado neste experimento. Todavia,  
19 em tecido ósseo vertebral ou sintético semelhante, houve baixa correlação entre  
20 esses parâmetros, no entanto não foram utilizadas vértebras cervicais de cães ou  
21 parafusos com especificações semelhantes aos avaliados no presente estudo  
22 <sup>19,23,33,35</sup>.

23                   O torque também parece possuir correlação com outros fatores como  
24 o passo de rosca <sup>6,25</sup>, área de contato do implante com o tecido ósseo <sup>58</sup> e diâmetro  
25 do orifício piloto, que também podem influenciar a FA <sup>24,35</sup>. A DMO também possui

1 correlação com o torque, conforme constatado em dois estudos com vértebras  
2 cervicais humanas, porém em um deles foram utilizados parafusos do sistema de  
3 placas cervicais de Caspar, e houve alta relação da FA com o torque <sup>50</sup>, e no outro  
4 foram avaliados parafusos esponjosos cervicais e houve fraca correlação entre esses  
5 parâmetros <sup>19</sup>.

6                   Como limitações do presente estudo, não foram realizados exames  
7 de imagem avançada, como a tomografia computadorizada (TC) para excluir lesões  
8 ósseas não identificadas pelo exame radiográfico e na avaliação da profundidade e  
9 posicionamento monocortical dos parafusos inseridos. As limitações do exame  
10 radiográfico podem ter influenciado na mensuração das alturas dos corpos vertebrais  
11 nesse estudo, e conseqüentemente resultado em maior variação da porcentagem de  
12 perfuração dos orifícios e inserção bicortical avaliadas como monocortical. No entanto,  
13 um estudo demonstrou que essa modalidade de exame de imagem é eficaz na  
14 avaliação da penetração do córtex de parafusos monocorticais na coluna cervical de  
15 cães <sup>36</sup>, sendo utilizada em outros estudos biomecânicos para avaliação da coluna  
16 cervical e de diferentes construções nessa região em cães <sup>37,39,74</sup>. Também pode ser  
17 considerado como limitação o fato de não terem sido realizados outros testes, como  
18 o teste de carga cíclica, teste de rigidez e de torção, que fornecem parâmetros  
19 importantes e avaliam outras forças exercidas sobre os parafusos além da carga axial  
20 <sup>71,75-79</sup>.

21                   No presente estudo não pode ser afirmado qual variação morfológica  
22 dos parafusos influenciou diretamente para que a FA dos PCs fosse superior, pois,  
23 além do passo de rosca ser maior que os PBs, possuem profundidade de rosca  
24 superior devido ao diâmetro interno menor e roscas assimétricas com angulações

1 diferentes, mas é possível afirmar que essas diferentes morfologias e técnicas de  
2 inserção, influenciaram diretamente na FA desses parafusos.

3                   Em conclusão, os PC's tiveram FA superiores, sendo os mais  
4 indicados na estabilização cervical de cães. No entanto, o desempenho dos PBs  
5 demonstra a importância desse implante na construção com as placas bloqueadas,  
6 pois a carga de força axial suportada é extremamente superior às cargas fisiológicas,  
7 porém existem outras forças atuantes sobre os parafusos como a flexão, extensão e  
8 torção não avaliadas nesse trabalho que devem ser levadas em consideração na  
9 avaliação e utilização desses implantes. Além disso, o torque de inserção é um  
10 parâmetro fundamental para o melhor desempenho dos parafusos, e o macheamento  
11 do orifício pode ser considerada uma etapa desnecessária na técnica de inserção  
12 desses parafusos, contribuindo para diminuição do tempo cirúrgico.

## REFERÊNCIAS

- 1 1. Jeffery ND. Vertebral Fracture and Luxation in Small Animals. *Vet Clin North*  
2 *Am Small Anim Pract.* 2010;40(5):809-828. doi:10.1016/j.cvsm.2010.05.004
- 3 2. Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC. Biomechanics of the Spine.  
4 2005;15(1):18.
- 5 3. Moens NMM. Orthopedic Implants in Neurosurgery. In: Shores A, Brisson BA,  
6 eds. *Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery.* John Wiley &  
7 Sons, Inc.; 2017:11-19. doi:10.1002/9781118711545.ch2
- 8 4. Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept  
9 of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96(4):S17-S36.  
10 doi:10.1016/j.otsr.2010.03.008
- 11 5. Fletcher JWA, Wenzel L, Neumann V, et al. Surgical performance when  
12 inserting non-locking screws: a systematic review. *EFORT Open Rev.*  
13 2020;5(1):26-36. doi:10.1302/2058-5241.5.180066
- 14 6. Addevico F, Morandi M, Scaglione M, Solitro GF. Screw insertion torque as  
15 parameter to judge the fixation. Assessment of torque and pull-out strength in  
16 different bone densities and screw-pitches. *Clin Biomech.* 2020;72:130-135.  
17 doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.12.004
- 18 7. Conrad BP, Cordista AG, Horodyski M, Rehtine GR. Biomechanical  
19 Evaluation of the Pullout Strength of Cervical Screws. *J Spinal Disord Tech.*  
20 2005;18(6):506-510. doi:10.1097/01.bsd.0000140196.99995.65
- 21 8. Feng X, Qi W, Fang CX, Lu WW, Leung FKL, Chen B. Can barb thread design  
22 improve the pullout strength of bone screws?: a biomechanical study and  
23 finite element explanation. *Bone Jt Res.* 2021;10(2):105-112.  
24 doi:10.1302/2046-3758.102.BJR-2020-0072.R2
- 25 9. Feng X, Luo Z, Li Y, et al. Fixation stability comparison of bone screws based  
26 on thread design: buttress thread, triangle thread, and square thread. *BMC*  
27 *Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):820. doi:10.1186/s12891-022-05751-6
- 28 10. Karakaşlı A. Biomechanical comparison of pullout strengths of six pedicle  
29 screws with different thread designs. *Jt Dis Relat Surg.* 2021;32(1):192-197.  
30 doi:10.5606/ehc.2021.77004
- 31 11. Krenn MH, Piotrowski WP, Penzkofer R, Augat P. Influence of thread design  
32 on pedicle screw fixation: Laboratory investigation. *J Neurosurg Spine.*  
33 2008;9(1):90-95. doi:10.3171/SPI/2008/9/7/090
- 34 12. Shen, Kim, Kang, Yeom. Comparison of the Pullout Strength of Pedicle  
35 Screws According to the Thread Design for Various Degrees of Bone Quality.  
36 *Appl Sci.* 2019;9(8):1525. doi:10.3390/app9081525

- 1 13. Song F, Feng W, Yang D, et al. A Novel Screw Modeling Approach to Study  
2 the Effects of Screw Parameters on Pullout Strength. *J Biomech Eng.*  
3 2023;145(1):014502. doi:10.1115/1.4055035
- 4 14. Karakaşlı A. Biomechanical comparison of pullout strengths of five cortical  
5 screw types: An innovative measurement method. *Jt Dis Relat Surg.*  
6 2016;27(3):138-145. doi:10.5606/ehc.2016.29
- 7 15. Okazaki Y, Hayakawa E, Tanahashi K, Mori J. Mechanical Performance of  
8 Metallic Bone Screws Evaluated Using Bone Models. *Materials.*  
9 2020;13(21):4836. doi:10.3390/ma13214836
- 10 16. Seller K, Wahl D, Wild A, Krauspe R, Schneider E, Linke B. Pullout strength  
11 of anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in  
12 calf vertebral bodies. *Eur Spine J.* 2007;16(7):1047-1054.  
13 doi:10.1007/s00586-007-0307-0
- 14 17. Viezens L, Sellenschloh K, Püschel K, et al. Impact of Screw Diameter on  
15 Pedicle Screw Fatigue Strength—A Biomechanical Evaluation. *World*  
16 *Neurosurg.* 2021;152:e369-e376. doi:10.1016/j.wneu.2021.05.108
- 17 18. Lee SJ, Lee JH, Lee HJ, Oh JW, Park IH. Pullout strength of pedicle screws  
18 using cadaveric vertebrae with or without artificial demineralization. *Spine J.*  
19 2021;21(9):1580-1586. doi:10.1016/j.spinee.2021.04.010
- 20 19. Reitman CA, Nguyen L, Fogel GR. Biomechanical Evaluation of Relationship  
21 of Screw Pullout Strength, Insertional Torque, and Bone Mineral Density in  
22 the Cervical Spine. *J Spinal Disord Tech.* 2004;17(4):306-311.  
23 doi:10.1097/01.bsd.0000090575.08296.9d
- 24 20. Varghese V, Saravana Kumar G, Krishnan V. Effect of various factors on pull  
25 out strength of pedicle screw in normal and osteoporotic cancellous bone  
26 models. *Med Eng Phys.* 2017;40:28-38.  
27 doi:10.1016/j.medengphy.2016.11.012
- 28 21. Zamarioli A, Simões PA, Shimano AC, Defino HLA. Torque de inserção e  
29 resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e  
30 cônica. *Rev Bras Ortop.* 2008;43(10):452-459. doi:10.1590/S0102-  
31 36162008001000005
- 32 22. Moldovan F, Băţagă T. Torque Control during Bone Insertion of Cortical  
33 Screws. *Procedia Manuf.* 2020;46:484-490.  
34 doi:10.1016/j.promfg.2020.03.070
- 35 23. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout  
36 versus insertional torque. *Spine J.* 2004;4(5):513-518.  
37 doi:10.1016/j.spinee.2004.02.006
- 38 24. Leite VC, Shimano AC, Gonçalves GAP, Kandziora F, Defino HLA. Estudo  
39 da influência do torque de inserção na resistência ao arrancamento dos

- 1       parafusos pediculares. *Acta Ortopédica Bras.* 2008;16(4):214-216.  
2       doi:10.1590/S1413-78522008000400005
- 3       25. Ricci WM, Tornetta PI, Petteys T, et al. A Comparison of Screw Insertion  
4       Torque and Pullout Strength. *J Orthop Trauma.* 2010;24(6):374-378.  
5       doi:10.1097/BOT.0b013e3181c4a655
- 6       26. Carmouche JJ, Molinari RW, Gerlinger T, Devine J, Patience T. Effects of  
7       pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions  
8       of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. *J Neurosurg Spine.*  
9       2005;3(5):364-370. doi:10.3171/spi.2005.3.5.0364
- 10      27. Chatzistergos PE, Sapkas G, Kourkoulis SK. The Influence of the Insertion  
11      Technique on the Pullout Force of Pedicle Screws: An Experimental Study.  
12      *Spine.* 2010;35(9):E332-E337. doi:10.1097/BRS.0b013e3181ba0b0c
- 13      28. Defino HLA, Vendrame JRB, Shimano AC, Kandziora F. STUDY OF THE  
14      INFLUENCE OF THE TYPE OF PILOT HOLE PREPARATION AND  
15      TAPPING ON PEDICULAR SCREWS FIXATION. *ACTA ORTOP BRAS.*  
16      Published online 2007.
- 17      29. Pfeiffer FM, Abernathie DL. A Comparison of Pullout Strength for Pedicle  
18      Screws of Different Designs: A Study Using Tapped and Untapped Pilot  
19      Holes. *Spine.* 2006;31(23):E867-E870.  
20      doi:10.1097/01.brs.0000244658.35865.59
- 21      30. Rosa RC, Silva P, Falcai MJ, Shimano AC, Defino HLA. Efeito do  
22      macheamento do orifício piloto na resistência ao arrancamento e no torque  
23      de inserção dos parafusos pediculares com alma cônica. *Rev Bras Ortop.*  
24      2010;45(6):565-568. doi:10.1590/S0102-36162010000600010
- 25      31. Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC. Factors Affecting  
26      the Pullout Strength of Self-Drilling and Self-Tapping Anterior Cervical  
27      Screws: *Spine.* 2003;28(1):9-13. doi:10.1097/00007632-200301010-00004
- 28      32. Krag MH, Beynon BD, Pope MH, DeCoster TA. Depth of insertion of  
29      transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-  
30      vertebra interface strength. *J Spinal Disord.* 1988;1(4):287-294.  
31      doi:10.1097/00002517-198800140-00002
- 32      33. Öktenoğlu BT, Ferrara LA, Andalkar N, Özer AF, Sarioğlu AÇ, Benzel EC.  
33      Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque:  
34      a biomechanical study. *J Neurosurg Spine.* 2001;94(1):91-96.  
35      doi:10.3171/spi.2001.94.1.0091
- 36      34. Schoenfeld AJ, Battula S, Sahai V, et al. Pullout Strength and Load to Failure  
37      Properties of Self-Tapping Cortical Screws in Synthetic and Cadaveric  
38      Environments Representative of Healthy and Osteoporotic Bone. *J Trauma*  
39      *Inj Infect Crit Care.* 2008;64(5):1302-1307.  
40      doi:10.1097/TA.0b013e318169cd71

- 1 35. Abrahão GS, Rosa RC, Okubo R, Shimano AC. Effect of the pilot hole  
2 preparation on the anchorage of pedicle screws. *Acta Ortop Bras.*  
3 2012;20(5):274-279. doi:10.1590/S1413-78522012000500006
- 4 36. Hettlich BF, Allen MJ, Pascetta D, Fosgate GT, Litsky AS. Biomechanical  
5 Comparison Between Bicortical Pin and Monocortical  
6 Screw/Polymethylmethacrylate Constructs in the Cadaveric Canine Cervical  
7 Vertebral Column: Biomechanical Comparison of Cervical Spine Stabilization  
8 Methods. *Vet Surg.* 2013;42(6):693-700. doi:10.1111/j.1532-  
9 950X.2013.12040.x
- 10 37. Hettlich BF, Fosgate GT, Litsky AS. Biomechanical Comparison of 2  
11 Veterinary Locking Plates to Monocortical Screw/Polymethylmethacrylate  
12 Fixation in Canine Cadaveric Cervical Vertebral Column: Biomechanics of  
13 Locking Plates in the Canine Cervical Spine. *Vet Surg.* 2017;46(1):95-102.  
14 doi:10.1111/vsu.12581
- 15 38. Morrison EJ, Litsky AS, Allen MJ, Fosgate GT, Hettlich BF. Evaluation of  
16 Three Human Cervical Fusion Implants for Use in the Canine Cervical  
17 Vertebral Column: Evaluation of Three Human Cervical Fusion Implants in  
18 Canine Spines. *Vet Surg.* 2016;45(7):901-908. doi:10.1111/vsu.12536
- 19 39. Hicks DG, Pitts MJ, Bagley RS, et al. In vitro biomechanical evaluations of  
20 screw-bar-polymethylmethacrylate and pin-polymethylmethacrylate internal  
21 fixation implants used to stabilize the vertebral motion unit of the fourth and  
22 fifth cervical vertebrae in vertebral column specimens from dogs. *Am J Vet*  
23 *Res.* 2009;70(6):719-726. doi:10.2460/ajvr.70.6.719
- 24 40. Lewchalermwong P, Suwanna N, Meij B. Canine Vertebral Screw and Rod  
25 Fixation System: Design and Mechanical Testing. *Vet Comp Orthop*  
26 *Traumatol.* 2018;31(02):095-101. doi:10.3415/VCOT-17-03-0040
- 27 41. Marinho PVT, Ferrigno CRA, Costa RC da, et al. Comparison of Cervical  
28 Stabilization with Transpedicular Pins and Polymethylmethacrylate versus  
29 Transvertebral Body Polyaxial Screws with or without an Interbody Distractor  
30 in Dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2022;35(05):289-297. doi:10.1055/s-  
31 0042-1744490
- 32 42. Hakozaiki T, Ichinohe T, Kanno N, et al. Biomechanical assessment of the  
33 effects of vertebral distraction-fusion techniques on the adjacent segment of  
34 canine cervical vertebrae. *Am J Vet Res.* 2016;77(11):1194-1199.  
35 doi:10.2460/ajvr.77.11.1194
- 36 43. Corlazzoli D. Bicortical Implant Insertion in Caudal Cervical  
37 Spondylomyelopathy: A Computed Tomography Simulation in Affected  
38 Doberman Pinschers. *Vet Surg.* 2008;37(2):178-185. doi:10.1111/j.1532-  
39 950X.2007.00356.x
- 40 44. Hettlich BF, Allen MJ, Pascetta D, Fosgate GT, Litsky AS. Biomechanical  
41 Comparison Between Bicortical Pin and Monocortical

- 1 Screw/Polymethylmethacrylate Constructs in the Cadaveric Canine Cervical  
2 Vertebral Column: Biomechanical Comparison of Cervical Spine Stabilization  
3 Methods. *Vet Surg.* 2013;42(6):693-700. doi:10.1111/j.1532-  
4 950X.2013.12040.x
- 5 45. Koehler CL, Stover SM, LeCouteur RA, Schulz KS, Hawkins DA. Effect of a  
6 ventral slot procedure and of smooth or positive-profile threaded pins with  
7 polymethylmethacrylate fixation on intervertebral biomechanics at treated and  
8 adjacent canine cervical vertebral motion units. *Am J Vet Res.*  
9 2005;66(4):678-687. doi:10.2460/ajvr.2005.66.678
- 10 46. Beishuizen R, Reints Bok TE, Teunissen M, et al. Biomechanical effects of a  
11 titanium intervertebral cage as a stand-alone device, and in combination with  
12 locking plates in the canine caudal cervical spine. *Vet Surg VS.* Published  
13 online May 6, 2021. doi:10.1111/vsu.13657
- 14 47. Karami KJ, Buckenmeyer LE, Kiapour AM, et al. Biomechanical Evaluation of  
15 the Pedicle Screw Insertion Depth Effect on Screw Stability Under Cyclic  
16 Loading and Subsequent Pullout. *J Spinal Disord Tech.* 2015;28(3):E133-  
17 E139. doi:10.1097/BSD.000000000000178
- 18 48. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of  
19 intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin Orthop.*  
20 1986;(203):99-112.
- 21 49. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS, Cook SD. Effects of  
22 bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine.* 1994;19(21):2415-  
23 2420. doi:10.1097/00007632-199411000-00008
- 24 50. Ryken TC, Clausen JD, Traynelis VC, Goel VK. Biomechanical analysis of  
25 bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength  
26 of anterior cervical plate screws. *J Neurosurg.* 1995;83(2):324-329.  
27 doi:10.3171/jns.1995.83.2.0324
- 28 51. Liu MY, Tsai TT, Lai PL, Hsieh MK, Chen LH, Tai CL. Biomechanical  
29 comparison of pedicle screw fixation strength in synthetic bones: Effects of  
30 screw shape, core/thread profile and cement augmentation. Moran JM, ed.  
31 *PLOS ONE.* 2020;15(2):e0229328. doi:10.1371/journal.pone.0229328
- 32 52. Weidling M, Oefner C, Schoenfelder S, Heyde CE. A novel parameter for the  
33 prediction of pedicle screw fixation in cancellous bone - A biomechanical  
34 study on synthetic foam. *Med Eng Phys.* 2020;79:44-51.  
35 doi:10.1016/j.medengphy.2020.03.001
- 36 53. Hettlich BF, Allen MJ, Glucksman GS, Fosgate GT, Litsky AS. Effect of an  
37 Intervertebral Disk Spacer on Stiffness After Monocortical  
38 Screw/Polymethylmethacrylate Fixation in Simulated and Cadaveric Canine  
39 Cervical Vertebral Columns: Effect of a Cervical Intervertebral Spacer on  
40 Construct Stiffness. *Vet Surg.* 2014;43(8):988-994. doi:10.1111/j.1532-  
41 950X.2014.12165.x

- 1 54. Bruecker KA (Veterinary SC, Seim HBI, Blass CE. Caudal cervical  
2 spondylomyelopathy: decompression by linear traction and stabilization with  
3 steinmann pins and polymethyl methacrylate. *J Am Anim Hosp Assoc USA*.  
4 Published online 1989. Accessed June 1, 2021. [https://agris.fao.org/agris-  
5 search/search.do?recordID=US9038676](https://agris.fao.org/agris-search/search.do?recordID=US9038676)
- 6 55. Watine S, Cabassu JP, Catheland S, Brochier L, Ivanoff S. Computed  
7 tomography study of implantation corridors in canine vertebrae. *J Small Anim  
8 Pract*. 2006;47(11):651-657. doi:10.1111/j.1748-5827.2006.00070.x
- 9 56. Wu LC, Hsieh YY, Tsuang FY, Kuo YJ, Chiang CJ. Cutting Flute and Thread  
10 Design on Self-Tapping Pedicle Screws Influence the Insertion Torque and  
11 Pullout Strength. *Appl Sci*. 2022;12(4):1956. doi:10.3390/app12041956
- 12 57. Porto MA, Silva P, Rosa R, et al. Experimental in vivo acute and chronic  
13 biomechanical and histomorphometrical comparison of self-drilling and self-  
14 tapping anterior cervical screws. *Eur Spine J*. 2012;21(5):956-963.  
15 doi:10.1007/s00586-011-2120-z
- 16 58. Okazaki Y, Hayakawa E, Tanahashi K, Mori J. Mechanical Performance of  
17 Metallic Bone Screws Evaluated Using Bone Models. *Materials*.  
18 2020;13(21):4836. doi:10.3390/ma13214836
- 19 59. Seng WRD, Chou SM, Siddiqui SS, Oh JYL. Pedicle Screw Designs in Spinal  
20 Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and  
21 Revision Pull-Out Strength. *Spine*. 2019;44(3):E144-E149.  
22 doi:10.1097/BRS.0000000000002789
- 23 60. Zdero R, Tsuji MRS, Crookshank MC. Insertion Torque Testing of Cortical  
24 and Cancellous Screws in Whole Bone. In: *Experimental Methods in  
25 Orthopaedic Biomechanics*. Elsevier; 2017:101-116. doi:10.1016/B978-0-12-  
26 803802-4.00007-X
- 27 61. MIELE, BHALLA, T., JONES, G.A, BENZEL, E.C. Concepts and Mechanisms  
28 of Spinal Biomechanics. *Youmans Neurol Surg*. 2015;(6<sup>o</sup> edição):2700-2710.
- 29 62. Rouhi G, Amani M. A BRIEF INTRODUCTION INTO ORTHOPAEDIC  
30 IMPLANTS : SCREWS , PLATES , AND NAILS. Published 2013. Accessed  
31 June 18, 2021. /paper/A-BRIEF-INTRODUCTION-INTO-ORTHOAEDIC-  
32 IMPLANTS-%3A-%2C-Rouhi-  
33 Amani/bf73aea1383d064ba09c2cbd87a630c547fd381a
- 34 63. da Costa RC. Cervical Spondylomyelopathy (Wobbler Syndrome) in Dogs.  
35 *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 2010;40(5):881-913.  
36 doi:10.1016/j.cvsm.2010.06.003
- 37 64. Sharp NJH, Wheeler SJ. *Small Animal Spinal Disorders: Diagnosis and  
38 Surgery*. 2. ed. Elsevier Mosby; 2005.
- 39 65. Beranek J, Tomek A, Lorinson D. Distraction-stabilisation of two adjacent  
40 intervertebral spaces in a Dalmatian dog with caudal cervical

- 1 spondylomyelopathy. *Schweiz Arch Für Tierheilkd.* 2013;155(5):299-303.  
2 doi:10.1024/0036-7281/a000461
- 3 66. Reints Bok TE, Willemsen K, Rijen MHP, Grinwis GCM, Tryfonidou MA, Meij  
4 BP. Instrumented cervical fusion in nine dogs with caudal cervical  
5 spondylomyelopathy. *Vet Surg.* 2019;48(7):1287-1298.  
6 doi:10.1111/vsu.13312
- 7 67. Ronderos JF, Jacobowitz R, Sonntag VK, Crawford NR, Dickman CA.  
8 Comparative pull-out strength of tapped and untapped pilot holes for bicortical  
9 anterior cervical screws. *Spine.* 1997;22(2):167-170. doi:10.1097/00007632-  
10 199701150-00007
- 11 68. Benzel EC. *Biomechanics of Spine Stabilization.* 3rd Edition. Thieme Verlag;  
12 2015. doi:10.1055/b-003-106374
- 13 69. Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. The effects of pedicle  
14 screw fit. An in vitro study. *Spine.* 1994;19(15):1752-1758.  
15 doi:10.1097/00007632-199408000-00016
- 16 70. Jh P, Ba R. Comparison of compression and torque measurements of self-  
17 tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg.* 1989;83(3).  
18 doi:10.1097/00006534-198903000-00007
- 19 71. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski  
20 D. Factors Affecting the Pullout Strength of Cancellous Bone Screws. *J*  
21 *Biomech Eng.* 1996;118(3):391-398. doi:10.1115/1.2796022
- 22 72. Hearn TC, Surowiak JF, Schatzker J. Effects of Tapping on the Holding  
23 Strength of Cancellous Bone Screws. *Vet Comp Orthop Traumatol.*  
24 1992;05(01):10-12. doi:10.1055/s-0038-1633123
- 25 73. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole  
26 preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J*  
27 *Spinal Disord.* 1994;7(2):139-145. doi:10.1097/00002517-199407020-00007
- 28 74. Agnello KA, Kapatkin AS, Garcia TC, Hayashi K, Welihozkiy AT, Stover SM.  
29 Intervertebral Biomechanics of Locking Compression Plate Monocortical  
30 Fixation of the Canine Cervical Spine: Locking Compression Plate  
31 Monocortical Fixation of the Canine Cervical Spine. *Vet Surg.*  
32 2010;39(8):991-1000. doi:10.1111/j.1532-950X.2010.00755.x
- 33 75. Becker S, Chavanne A, Spitaler R, et al. Assessment of different screw  
34 augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. *Eur*  
35 *Spine J.* 2008;17(11):1462-1469. doi:10.1007/s00586-008-0769-8
- 36 76. Bostelmann R, Keiler A, Steiger HJ, Scholz A, Cornelius JF, Schmoelz W.  
37 Effect of augmentation techniques on the failure of pedicle screws under  
38 cranio-caudal cyclic loading. *Eur Spine J.* 2017;26(1):181-188.  
39 doi:10.1007/s00586-015-3904-3

- 1 77. Cook S. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely  
2 osteoporotic bone\*1. *Spine J.* 2004;4(4):402-408.  
3 doi:10.1016/j.spinee.2003.11.010
- 4 78. Mahar AT, Brown DS, Oka RS, Newton PO. Biomechanics of cantilever  
5 “plow” during anterior thoracic scoliosis correction. *Spine J.* 2006;6(5):572-  
6 576. doi:10.1016/j.spinee.2006.02.004
- 7 79. Mohamad F, Oka R, Mahar A, Wedemeyer M, Newton P. Biomechanical  
8 comparison of the screw-bone interface: optimization of 1 and 2 screw  
9 constructs by varying screw diameter. *Spine.* 2006;31(16):E535-539.  
10 doi:10.1097/01.brs.0000225997.41924.eb

## CONCLUSÕES

1                    Os resultados desse trabalho evidenciam que a morfologia das roscas  
2 dos parafusos e a técnica de inserção são aspectos fundamentais que devem ser  
3 levados em consideração no momento da escolha do implante mais adequado nas  
4 estabilizações da coluna cervical de cães, sendo que no presente estudo os PCs  
5 foram superiores aos PBs. Com relação ao macheamento os resultados indicam que  
6 a sua realização pode ser considerada uma etapa desnecessária na técnica de  
7 inserção desses parafusos, contribuindo para diminuição do tempo cirúrgico. Além  
8 disso, o torque de inserção demonstrou ser um parâmetro essencial para o melhor  
9 desempenho desses implantes.

## APÊNDICES

**APÊNDICE A**

Tabela com informações dos animais utilizados no projeto.

<b>DADOS DOS ANIMAIS UTILIZADOS NO EXPERIMENTO</b>					
<b>Grupo</b>	<b>RG</b>	<b>Sexo</b>	<b>Idade</b>	<b>Raça</b>	<b>Peso</b>
Parafusos corticais	1781/22	Macho	3 anos	Rottweiler	27 kg
	3079/21	Macho	3 anos	SRD	16 kg
	2904/22	Fêmea	10 anos	Pitbull	25 kg
	4734/14	Macho	10 anos	SRD	22.5 kg
	3379/21	Fêmea	1,6 ano	Akita	22 kg
	4225/13	Fêmea	9 anos	SRD	26 kg
	2462/22	Fêmea	6 anos	SRD	17 kg
<b>Média</b>			6,085714286		23,85714286
<b>D.P</b>			3,39351829		3,458942861
Parafusos bloqueados	2154/22	Fêmea	4 anos	Pitbull	16 kg
	2348/22	Fêmea	10 anos	Labrador	20 kg
	3931/19	Fêmea	7 anos	SRD	23,5 kg
	2674/22	Fêmea	10 anos	SRD	25,8 kg
	2891/22	Macho	3 anos	SRD	27,0 kg
	3084/22	Macho	2 anos	Pitbull	23,0 kg
	2249/22	Fêmea	6 anos	Boxer	24.5 kg
<b>Média</b>			6,0		22,82857143
<b>D.P</b>			3,019544181		3,517483344

SRD: Sem raça definida

D.P: Desvio padrão

**APÊNDICE B**

Resultados obtidos no experimento divididos por grupos.

<b>RESULTADOS ANIMAIS GRUPO CORTICAL</b>						
<b>RG Animal</b>	<b>Vértebra</b>	<b>Grupo</b>	<b>Arrancamento (Força máx. N)</b>	<b>Densitometria Óptica (mmAl)</b>	<b>% PP</b>	<b>Torque máx. (N.m)</b>
4225/13, SRD, 9 A, 26 KG	C3	CNM	1315,09	20,28	84,4	0,62
		CM	1422,48		83,3	0,51
	C4	CNM	1288,61	19,32	77,6	0,88
		CM	1160,64		86,5	0,49
	C5	CNM	828,18	20,35	84,4	0,65
		CM	1085,61		89,6	0,23
	C6	CNM	875,26	20,3	87,9	0,42
		CM	1088,56		77,1	0,48
	C7	CNM	736,98	20,03	88,1	0,37
		CM	613,12		86	0,23
3379/21, AKITA, 1,6 A, 22 KG	C3	CNM	1053,25	13,36	92	0,49
		CM	1088,56		95,2	0,37
	C4	CNM	963,52	12,59	92,7	0,67
		CM	909,09		97,1	0,85
	C5	CNM	934,1	12,87	86,4	0,58
		CM	879,67		87,8	0,18
	C6	CNM	654,6	13,08	87,5	0,19
		CM	623,71		94,4	0,19
	C7	CNM	616,36	13,36	98	0,26
		CM	481,02		95	0,16
2904/22, PITTBULL, 10 A, 25 KG	C3	CNM	1400,41	15,35	96	0,72
		CM	1263,61		90,6	0,42
	C4	CNM	1117,98	14,73	90,9	0,65
		CM	1225,36		89,4	0,32
	C5	CNM	895,85	15,47	90	0,34
		CM	856,13		88,5	0,46
	C6	CNM	866,43	15,09	93,9	0,48
		CM	635,48		93,9	0,14
	C7	CNM	488,38	15,57	93,9	0,23
		CM	444,25		82,8	0,21
1781/22 ROTTWEILLER, 3 A, 27 KG	C3	CNM	1026,77	25,71	81,1	0,62
		CM	1126,8		63,7	0,21
	C4	CNM	978,23	24,69	95,3	0,51
		CM	1144,45		81,2	0,6
	C5	CNM	823,77	22,7	85,9	0,49
		CM	842,89		98,5	0,16
	C6	CNM	670,79	22,61	80,1	0,26
		CM	500,15		74,2	0,26
	C7	CNM	422,18	18,42	96,6	0,23

		CM	338,33		83,9	0,16
2462/22, SRD, 6 A, 17 KG	C3	CNM	1035,6	18,02	75,5	0,49
		CM	729,63		64,4	0,32
	C4	CNM	839,95	16,23	87,5	0,56
		CM	1015		95	0,28
	C5	CNM	734,04	16,48	77,7	0,49
		CM	914,97		75,9	0,32
	C6	CNM	619,3	17,34	81,5	0,35
		CM	684,02		83	0,23
	C7	CNM	466,31	16,84	93,3	0,19
		CM	372,17		98,6	0,16
3079/21, SRD, 3 A, 27,5 KG	C3	CNM	910,56	19,43	73,7	0,42
		CM	1042,95		89,4	0,28
	C4	CNM	862,02	20,06	60,3	0,39
		CM	832,6		66	0,3
	C5	CNM	784,05	18,06	87,5	0,3
		CM	841,42		78,1	0,12
	C6	CNM	507,5	18,3	74,3	0,21
		CM	497,21		75,6	0,19
	C7	CNM	361,87	14,95	88,5	0,11
		CM	305,97		84,3	0,12
4734/14, SRD, 10 A, 22,5 KG	C3	CNM	595,76	20,27	91,5	0,41
		CM	648,72		86,4	0,16
	C4	CNM	704,62	19,31	94,2	0,41
		CM	750,22		91,3	0,23
	C5	CNM	265,31	20,34	95,3	0,23
		CM	606,06		90,7	0,26
	C6	CNM	303,03	20,29	92,5	0,39
		CM	317,74		88,7	0,12
	C7	CNM	239,78	20,02	85	0,12
		CM	188,29		86,9	0,11

CNM - Corticais não macheados.

CM - Corticais macheados.

N - Newtons.

N.m - Newton metro.

Mm/Al - Milímetros de alumínio.

SRD - Sem raça definida

% PP - Porcentagem de perfuração.

<b>RESULTADOS ANIMAIS GRUPO BLOQUEADO</b>							
<b>RG Animal</b>	<b>Vértebra</b>	<b>Grupo</b>	<b>FA (Força máx. N)</b>	<b>Densitometria Óptica (mmAl)</b>	<b>% PP</b>	<b>Torque máx. (N.m)</b>	
2674/22, SRD, 10 A, 25,8 KG	C3	BNM	695,79	19,59	90%	0,51	
		BM	282,44		73%	0,34	
	C4	BNM	481,02	18,54	73%	0,25	
		BM	610,47		69%	0,3	
	C5	BNM	410,41	18,1	66%	0,37	
		BM	629,6		74%	0,35	
	C6	BNM	414,83	20,04	56%	0,21	
		BM	333,92		56%	0,16	
	C7	BNM	188,29	19,55	88%	0,19	
		BM	286,85		95%	0,09	
	3084/22, PITTBULL, 2 A, 23 KG	C3	BNM	572,23	13,44	91%	0,3
			BM	470,73		87.5%	0,34
		C4	BNM	369,23	13,4	72.3%	0,37
			BM	522,21		69.2%	0,34
C5		BNM	392,76	13,01	68.6%	0,32	
		BM	448,66		71.6%	0,3	
C6		BNM	325,1	12,83	73.5%	0,12	
		BM	278,02		64.1%	0,21	
C7		BNM	292,73	13,82	87.8%	0,14	
		BM	323,62		83.1%	0,11	
2249/22, BOXER, 6 A, 24,5 KG		C3	BNM	682,55	24,34	89.6%	0,64
			BM	770,81		75.8%	0,21
		C4	BNM	320,68	23,51	78.6%	0,53
			BM	625,18		81.9%	0,26
	C5	BNM	517,8	22,73	87.5%	0,41	
		BM	753,16		80%	0,23	
	C6	BNM	385,41	23,26	81.9%	0,42	
		BM	429,54		84%	0,18	
	C7	BNM	226,54	21,01	77.8%	0,18	
		BM	185,35		83.4%	0,16	
	2154/22, PITTBULL, 4 A, 16 KG	C3	BNM	761,99	14,91	92.1%	0,32
			BM	489,85		92.1%	0,51
		C4	BNM	672,26	14,25	90%	0,53
			BM	539,86		94%	0,26
C5		BNM	679,61	14,3	90.1%	0,48	
		BM	489,85		90.1%	0,21	
C6		BNM	639,89	15,33	94%	0,14	
		BM	392,76		89.5%	0,39	
C7		BNM	457,49	14,99	79.5%	0,3	
		BM	294,2		91.3%	0,16	
C3		BNM	491,32	14,14	82.8%	0,39	

2348/22, LABRADOR, 10 A, 20 KG	C4	BM	441,31		93.7%	0,34
		BNM	336,86	13,2	75.6%	0,28
	C5	BM	431,01		85.1%	0,14
		BNM	492,79	13,4	98.7%	0,58
	C6	BM	444,25		89.6%	0,19
		BNM	579,58	13,95	67.5%	0,35
	3931/2019, SRD, 7 A, 23,5 KG	C7	BM	529,57		65%
BNM			205,94	13,84	99%	0,18
C3		BM	251,54		91%	0,11
		BNM	847,31	14,6	94.3%	0,72
C4		BM	1250,37		92.4%	0,74
		BNM	1310,68	13,67	98.5%	0,58
2891/22, SRD, 3 A, 27 KG		C5	BM	1140,04		97%
	BNM		1128,27	13,64	89.7%	0,49
	C6	BM	1172,4		93.5%	0,48
		BNM	772,29	12,92	90%	0,26
	C7	BM	639,89		91.4%	0,12
		BNM	419,24	13,25	89.5%	0,18
	2891/22, SRD, 3 A, 27 KG	C3	BM	472,2		84.7%
BNM			963,52	13,22	97%	0,55
C4		BM	1188,58		85%	0,3
		BNM	853,19	11,99	88.6%	0,34
C5		BM	1004,71		78.4	0,25
		BNM	510,44	12,64	83.3%	0,46
C6		BM	572,23		70%	0,48
	BNM	704,62	13,24	77%	0,32	
C7	BM	504,56		78.1%	0,19	
	BNM	433,95	13,37	82.2%	0,25	
		BM	348,63		91.5%	0,11

BNM - Bloqueados não macheados.

BM - Bloqueados macheados.

FA - Força de Arrancamento.

N - Newtons.

N.m - Newton metro.

Mm/Al - Milímetros de alumínio.

SRD - Sem raça definida

% PP - Porcentagem de perfuração.

### APÊNDICE C

Resultados obtidos no experimento divididos por vértebras e grupos.

RESULTADOS VÉRTEBRAS ANIMAIS GRUPO BLOQUEADO								
Vértebras	FA PBNM (Força máx. N)	FA PBM (Força máx. N)	Torque máx. PBNM (N.m)	Torque máx. PB BM (N.m)	%PP PBNM	%PP. PB BM	Área total de contato PBM	Área total de contato PBM
<b>C3</b>	695,79	282,44	0,51	0,34	0,903	0,73	88,64	88,64
	572,23	470,73	0,3	0,34	0,91	0,875	92,41	92,41
	682,55	770,81	0,64	0,21	0,896	0,758	98,07	98,07
	761,99	489,85	0,32	0,51	0,921	0,921	88,64	88,64
	491,32	441,31	0,39	0,34	0,828	0,937	99,96	99,96
	847,31	1250,37	0,72	0,74	0,943	0,924	94,30	94,30
	963,52	1188,58	0,55	0,3	0,972	0,849	133,91	133,91
<b>C4</b>	481,02	610,47	0,25	0,3	0,725	0,686	69,78	69,78
	369,23	522,21	0,37	0,34	0,723	0,692	88,64	88,64
	320,68	625,18	0,53	0,26	0,786	0,819	94,30	94,30
	672,26	539,86	0,53	0,26	0,9	0,94	84,87	84,87
	336,86	431,01	0,28	0,14	0,756	0,851	118,82	118,82
	1310,68	1140,04	0,58	0,53	0,985	0,97	124,48	124,48
<b>C5</b>	853,19	1004,71	0,34	0,25	0,886	0,784	132,02	132,02
	410,41	629,6	0,37	0,35	0,6603	0,735	73,55	73,55
	392,76	448,66	0,32	0,3	0,686	0,716	86,76	86,76
	517,8	753,16	0,41	0,23	0,875	0,80	132,02	132,02
	679,61	489,85	0,48	0,21	0,901	0,901	103,73	103,73
	492,79	444,25	0,58	0,19	0,987	0,896	143,34	143,34
	1128,27	1172,4	0,49	0,48	0,897	0,935	137,68	137,68
<b>C6</b>	510,44	572,23	0,46	0,48	0,833	0,70	141,45	141,45
	414,83	333,92	0,21	0,16	0,557	0,557	73,55	73,55
	325,1	278,02	0,12	0,21	0,735	0,641	128,25	128,25
	385,41	429,54	0,42	0,18	0,819	0,84	145,22	145,22
	639,89	392,76	0,14	0,39	0,94	0,89.5	113,16	113,16
	579,58	529,57	0,35	0,11	0,675	0,65	101,84	101,84
	772,29	639,89	0,26	0,12	0,9	0,914	120,70	120,70
<b>C7</b>	704,62	504,56	0,32	0,19	0,77	0,781	128,25	128,25
	188,29	286,85	0,19	0,09	0,881	0,9462	154,65	154,65
	292,73	323,62	0,14	0,11	0,878	0,831	167,85	167,85
	226,54	185,35	0,18	0,16	0,778	0,834	190,49	190,49
	457,49	294,2	0,3	0,16	0,795	0,913	139,56	139,56
	205,94	251,54	0,18	0,11	0,99	0,91	171,63	171,63
	419,24	472,2	0,18	0,25	0,895	0,847	167,85	167,85
	433,95	348,63	0,25	0,11	0,822	0,915	203,69	203,69
<b>Média</b>	558,18885	558,52485	0,361714	0,27	0,842358	0,79332	120,97342	120,97342
<b>DP</b>	254,62486	281,94016	0,155837	0,1457	0,134202	0,12879	33,90835	33,90835
<b>P valor</b>	0,795							

DP - Desvio Padrão

FA - Força de arrancamento.

N - Newtons.

N.m - Newton metro.

PBNM – Parafusos bloqueados não macheados.

PBM - Parafusos bloqueados macheados.

% PP - Porcentagem de perfuração.

### RESULTADOS VÉRTEBRAS ANIMAIS GRUPO CORTICAL

Vértebras	FA PBNM (Força máx. N)	FA PBM (Força máx. N)	Torque máx. PBNM (N.m)	Torque máx. PB BM (N.m)	%PP PBNM	%PP. PB BM	Área total de contato PBM	Área total de contato PBM
<b>C3</b>	1315,09	1422,48	0,62	0,51	84,4	83,3	92,42	91,20
	1053,25	1088,56	0,49	0,37	92	95,2	72,96	70,53
	1400,41	1263,61	0,72	0,42	96	90,6	87,55	82,69
	1026,77	1126,8	0,62	0,21	81,1	63,7	53,50	68,10
	1035,6	729,63	0,49	0,32	75,5	64,4	41,34	35,26
	910,56	1042,95	0,42	0,28	73,7	89,4	51,07	62,02
	595,76	648,72	0,41	0,16	91,5	86,4	62,02	65,66
<b>C4</b>	1288,61	1160,64	0,88	0,49	77,6	86,5	70,53	63,23
	963,52	909,09	0,67	0,85	92,7	97,1	77,82	81,47
	1117,98	1225,36	0,65	0,32	90,9	89,4	71,74	72,96
	978,23	1144,45	0,51	0,6	95,3	81,2	63,23	74,18
	839,95	1015	0,56	0,28	87,5	95	46,21	42,56
	862,02	832,6	0,39	0,3	60,3	66	42,56	38,91
	704,62	750,22	0,41	0,23	94,2	91,3	76,61	79,04
<b>C5</b>	828,18	1085,61	0,65	0,23	84,4	89,6	83,90	79,04
	934,1	879,67	0,58	0,18	86,4	87,8	77,82	79,04
	895,85	856,13	0,34	0,46	90	88,5	76,61	75,39
	823,77	842,89	0,49	0,16	90	90	85,12	74,18
	734,04	914,97	0,49	0,32	77,7	75,9	49,86	51,07
	784,05	841,42	0,3	0,12	87,5	78,1	60,80	68,10
	265,31	606,06	0,23	0,26	95,3	90,7	75,39	71,74
<b>C6</b>	875,26	1088,56	0,42	0,48	87,9	77,1	77,82	88,77
	654,6	623,71	0,19	0,19	87,5	94,4	76,61	82,69
	866,43	635,48	0,48	0,14	93,9	93,9	75,39	75,39
	670,79	500,15	0,26	0,26	80,1	74,2	98,50	91,20
	619,3	684,02	0,35	0,23	81,5	83	64,45	65,66
	507,5	497,21	0,21	0,19	74,3	75,6	70,53	71,74
	303,03	317,74	0,39	0,12	92,5	88,7	86,34	89,98
<b>C7</b>	736,98	613,12	0,37	0,23	88,1	86	99,71	97,28
	616,36	481,02	0,26	0,16	98	95	116,74	120,38
	488,38	444,25	0,23	0,21	93,9	82,8	99,71	113,09
	422,18	338,33	0,23	0,16	96,6	83,9	120,38	138,62
	466,31	372,17	0,19	0,16	93,3	98,6	85,12	89,98
	361,87	305,97	0,11	0,12	88,5	84,3	103,36	98,50
	239,78	188,29	0,12	0,11	85	86,9	113,09	110,66
<b>Média</b>	776,75542	785,05371	0,420857	0,28085	87,00286	85,2714	77,3376	78,8662857
<b>DP</b>	290,61962	314,12710	0,184078	0,16030	8,141451	8,90500	20,2193543	21,5962479
<b>P valor</b>	0,909							

DP - Desvio Padrão

FA - Força de arrancamento.

N - Newtons.

N.m - Newton metro.

PCNM - Parafusos corticais não macheados.

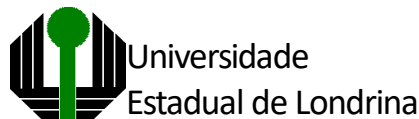
PCM - Parafusos corticais macheados.

% PP - Porcentagem de perfuração.

## **ANEXOS**

## ANEXO A

## Autorização do CEUA



## COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

OF. CIRC. CEUA Nº 31/2022

Londrina, 19 de abril de 2022.

Prezado (a) professor (a),

Certificamos que o projeto intitulado: "**Efeito da morfologia da rosca e do macheamento de parafusos monocorticais na fixação vertebral cervical ventral de cadáveres de cães,**" protocolo CEUA nº 009.2022 sob a responsabilidade de Mônica Vicky Bahr Arias que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem) para fins de pesquisa científica (ou ensino), encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Universidade Estadual de Londrina (CEUA/Uel) em reunião do dia 18/04/2022.


Este projeto tem por objetivo avaliar a influência da morfologia dos parafusos e da realização de macheamento do orifício piloto na força de arrancamento dos parafusos bloqueados e corticais, e definir qual o implante e técnica de inserção confere maior resistência às forças de arrancamento na realização de estabilização cirúrgica da coluna cervical de cães. **Grau de invasidade: GII.**

<b>Finalidade</b>	( ) Ensino ( X ) Pesquisa científica
<b>Vigência da autorização</b>	01/05/22 a 01/09/22
<b>Espécie/ linhagem/ raça</b>	Cão
<b>Nº de animais</b>	16
<b>Peso/ Idade</b>	Acima de 1 ano de 15 a 25kg
<b>Sexo</b>	Machos ou Fêmeas
<b>Origem</b>	Cães atendidos pela rotina do HV/Uel pertencentes a tutores clientes do HV, que vierem à óbito por razões não relacionadas
<b>Amostras a serem coletadas</b>	Vértebras cervicais de cadáveres de cães

Cumpra-se orientar que caso pretendam-se quaisquer alterações no protocolo experimental aprovado, deve-se submeter o novo protocolo à apreciação da CEUA/Uel anteriormente à execução das modificações.

**Em cumprimento às exigências do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), em até 30 dias da finalização do projeto de pesquisa ou extensão envolvendo o uso de animais (verificar período de vigência expresso neste ofício), é necessário encaminhar relatório da descrição de uso de animais para ceua@uel.br, conforme modelo disponível no site da CEUA: <http://www.uel.br/comites/ceua/pages/relatorio-de-projetos.php>.**

Coloco-me à disposição para quaisquer esclarecimentos que se fizerem necessários. Sem mais para o momento, subscrevo-me, cordialmente.

  
Profª Drª Patricia Chimin Perandini  
Coordenadora da CEUA/Uel

**Ilmo.(a) Sr.(a) Mônica Vicky Bahr Arias**

**Prof. (a) Dr (a). Responsável pelo projeto**

C/C para a Chefia do Departamento de Clínicas Veterinárias/DCV/CCA

C/C para a Direção do Centro de Ciências Agrárias/CCA

C/C para Hospital Veterinário/CCA