



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ADAN PERES CABREIRA

**DESENVOLVIMENTO COMPUTACIONAL E ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE PACIENTE-
ESPECÍFICO PARA ESTABILIZAÇÃO VIA ACESSO DORSAL
DA ARTICULAÇÃO ATLANTOAXIAL EM CÃES**

Londrina
2024

ADAN PERES CABREIRA

**DESENVOLVIMENTO COMPUTACIONAL E ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE PACIENTE-
ESPECÍFICO PARA ESTABILIZAÇÃO VIA ACESSO DORSAL
DA ARTICULAÇÃO ATLANTOAXIAL EM 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: Dr. Gabriel Antônio Covino
Diamante

Londrina
2024

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

A221d Cabreira, Adan Peres.

DESENVOLVIMENTO COMPUTACIONAL E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE PACIENTE-ESPECÍFICO PARA ESTABILIZAÇÃO VIA ACESSO DORSAL DA ARTICULAÇÃO ATLANTOAXIAL EM CÃES / Adan Peres Cabreira. - Londrina, 2024.
90 f. : il.

Orientador: Mônica Vicky Bahr Arias.

Coorientador: Gabriel Antônio Covino Diamante.

Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências Agrárias, Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal, 2024.

Inclui bibliografia.

1. instabilidade atlantoaxial - Tese. 2. neurocirurgia veterinária - Tese. 3. mielopatias cervicais - Tese. 4. desenvolvimento de implantes - Tese. I. Arias, Mônica Vicky Bahr. II. Diamante, Gabriel Antônio Covino. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências Agrárias. Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal. IV. Título.

CDU 619

ADAN PERES CABREIRA

**DESENVOLVIMENTO COMPUTACIONAL E ANÁLISE POR
ELEMENTOS FINITOS DE UM IMPLANTE PACIENTE-ESPECÍFICO
PARA ESTABILIZAÇÃO VIA ACESSO DORSAL DA ARTICULAÇÃO
ATLANTOAXIAL EM 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

Profa. Orientadora Mônica Vicky Bahr Arias
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. André Luís do Valle De Zoppa
Universidade de São Paulo - USP

Prof. Paulo Vinícius Tertuliano Marinho
Instituto Federal do Sul de Minas Gerais -
IFSULDEMINAS

Londrina, 16 de julho de 2024

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Sandra Matoso Cabreira e Ney Roberto Peres Cabreira, minha avó Iracy Rocha Matoso e minha tia Maria Cristina Matoso pelo apoio nas decisões que tomei ao longo da minha vida.

À minha irmã por todas as conversas que por mais espaçadas que sejam nunca perdem a essência.

À minha companheira Michelen Olenca de Souza Gonçalves pelo auxílio, apoio e compreensão neste período de distância.

À minha orientadora, Professora Dra. Mônica Vicky Bahr Arias, pela aceitação e por todo o suporte. Raros são os docentes que como a senhora possuem tanto prazer em compartilhar conhecimento. A tua conduta e ética com certeza edifica valores nos alunos e colegas.

Gabriel Diamante e Thales Bregadioli pela colaboração e instrução que foram cruciais para a finalização desse importante passo na minha formação.

Aos meus colegas de mestrado Iago Smalii, Giselle Bernardes e Danilo Smanioto pelo companheirismo e trocas de experiências durante o período de permanência no programa.

Aos amigos Matheus Dário, Julia Gregghi e Rafael Santos, obrigado pela amizade e apoio que certamente fizeram a estada em Londrina mais leve.

Aos estagiários participantes do Grupo de Prática Hospitalar em Neurologia de Pequenos Animais da UEL com quem sempre busquei compartilhar o pouco conhecimento que possuo, mas com certeza aprendi mais do que ensinei e foram essenciais para manter o objetivo da docência na minha vida.

A todos os professores, residentes e funcionários do HV/UEL que contribuíram de alguma maneira para a conclusão dessa etapa na minha formação.

Aos membros da banca, que disponibilizaram seu tempo para contribuir com esse trabalho.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

CABREIRA, Adan Peres. **Desenvolvimento computacional e análise por elementos finitos de um implante paciente-específico para estabilização via acesso dorsal da articulação atlantoaxial em cães**. 2024. 90 folhas, Dissertação (Mestrado em Ciência Animal) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina 2024.

A instabilidade atlantoaxial congênita é uma doença que ocorre com maior frequência em cães jovens de raça *toy* e os sinais clínicos podem variar desde hiperestesia cervical, até tetraplegia e óbito. O tratamento cirúrgico em geral é realizado por meio de abordagem ventral, que permite redução da luxação e acesso à superfície articular, porém a técnica apresenta riscos e possibilidade de lesão iatrogênica entre outras complicações. A abordagem cirúrgica dorsal é tecnicamente menos desafiadora e mais segura, no entanto, a maioria das técnicas descritas se vale da utilização de materiais que adentram o espaço peridural ou não oferecem estabilidade adequada. O objetivo deste estudo foi o desenvolvimento de um implante paciente-específico para estabilização atlantoaxial com instrumentação pelo acesso dorsal. O implante foi desenvolvido através recursos computacionais a partir de um exame de tomografia computadorizada de um paciente com instabilidade atlantoaxial. O implante é fixado através de seis parafusos bloqueados bicorticais e com diâmetro de 1,7 mm, sendo dois parafusos transarticulares e mais dois em cada vértebra. Uma guia de furação poderá ser acoplada diretamente no implante, favorecendo a obtenção de corredores seguros para a instrumentação. O modelo final do implante foi analisado por elementos finitos em flexão, extensão, flexão lateral e torção para avaliação da distribuição das tensões e deslocamento. O implante apresentou ponto máximo de estresse (425 Mpa) abaixo do limite de escoamento para o material (880 Mpa) e deslocamento máximo de apenas 0,13 mm. O projeto foi depositado no banco nacional de patentes sob o número BR1020230238777.

Palavras-chave: instabilidade atlantoaxial; subluxação atlantoaxial; neurocirurgia veterinária; desenvolvimento de implantes; mielopatias cervicais.

ABSTRACT

CABREIRA, Adan Peres. **Computational development and finite element analysis of a patient-specific implant for dorsal approach stabilization of the atlantoaxial joint in dogs.** 2024. 90 pages. Dissertation (Master's degree in Animal Science) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina 2024.

Congenital atlantoaxial instability is a condition that occurs more frequently in young toy breed dogs, with clinical signs ranging from cervical hyperesthesia to tetraplegia and death. Surgical treatment is generally performed using a ventral approach, which allows for the reduction of the luxation and access to the articular surface. However, this technique carries risks and the possibility of iatrogenic injury, among other complications. The dorsal surgical approach is technically less challenging and safer; however, most described techniques involve the use of materials that enter the epidural space or do not provide adequate stability. The aim of this study was to develop a patient-specific implant for atlantoaxial stabilization using dorsal access instrumentation. The implant was developed using computational resources based on a computed tomography scan of a patient with atlantoaxial instability. The implant is secured with six bicortical locked screws, 1.7 mm in diameter, with two transarticular screws and two additional screws in each vertebra. A drilling guide can be directly attached to the implant, facilitating the creation of safe corridors for instrumentation. The final implant model was analyzed using finite element analysis in flexion, extension, lateral flexion, and torsion to evaluate stress distribution and displacement. The implant exhibited a maximum stress point (425 MPa) below the yield strength of the material (880 MPa) and a maximum displacement of only 0.13 mm. The design was filed in the national patent office under the number BR1020230238777.

Key-words: atlantoaxial instability; atlantoaxial subluxation; veterinary neurosurgery; implant development; cervical myelopathies.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem de modelo tridimensional do atlas de cão e suas principais estruturas.	17
Figura 2 - Imagem de modelo tridimensional do áxis de cão com as principais estruturas identificadas.	18
Figura 3 - Imagem criada em software de modelamento para visualização dos ligamentos da articulação atlantoaxial de cão (arco dorsal e parte do crânio foram removidos para melhor visualização).	19
Figura 4 - Imagem com as principais artérias da região cervical.	20
Figura 5 - Imagem fotográfica de dissecação em cadáver pelo acesso dorsal expondo atlas e áxis, para demonstrar a exteriorização do nervo espinhal (C2) através do forame intervertebral de C1-C2.	21
Figura 6 - Centros de ossificação do atlas e áxis: (A) Centros de ossificação do atlas: (1) arco neural esquerdo, (2) arco neural direito, (3) arco ventral ou corpo. (B) Centros de ossificação do áxis: (1) centrum do proatlas, (2) centrum 1, (3) intercentrum 2, (4) centrum 2, (5) epífise, (6) arco neural direito, (7) parte ventral do arco neural esquerdo.	22
Figura 7 - Imagem esquemática para representação da força gravitacional exercida pela cabeça sendo suportada pela junção craniocervical.	25
Figura 8 - Imagem fotográfica de paciente canino macho, da raça pinscher, de 5 meses, pesando 0,9 quilos, apresentando inclinação de cabeça decorrente de instabilidade atlantoaxial. O escaneamento do QR code irá mostrar o vídeo do paciente deambulando durante o atendimento.	27
Figura 9 - Imagens fotográficas de cirurgia por abordagem ventral de um cão com subluxação atlantoaxial, para demonstrar as etapas da abordagem parassagital: (A) incisão de pele é feita do terço da mandíbula caudal até pouco após a base da laringe (linha azul); (B) o acesso deve ser realizado entre os músculos esternocéfálico (seta azul) e esternotireóideo (seta amarela), sendo importante o rebatimento da bainha carotídea nesse momento; (C) visualização dos músculos longos do pescoço (setas pretas); (D) aspecto ventral de C1 e C2.	33
Figura 10 - Imagem de vista ventral da articulação atlantoaxial demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner transarticulares.	34
Figura 11 - Posicionamento para abordagem ventral da coluna cervical,	

demonstrando o correto posicionamento do paciente, tricotomia e fixação da cabeça pelo emprego de fita adesiva sobre o mento e utilização de calços dorsais ao pescoço (setas azuis).....35

Figura 12 - Imagem demonstrando o tracionamento caudoventral do eixo. Dois parafusos são inseridos no corpo de C2, sendo um no aspecto caudal e outro rostral. Fios são enlaçados nas cabeças dos parafusos e tracionados conforme as setas pretas. Enquanto a redução é mantida com os fios tracionados, a cartilagem pode ser removida com o auxílio de uma cureta ou fresa (seta azul). A tração deve ser mantida até que pinos transarticulares sejam inseridos.....35

Figura 13 - Imagem para demonstração do ponto de perfuração e passagem de cerclagem para redução da luxação, vista lateral à esquerda e ventral à direita: na vista da esquerda o ponto vermelho indica o ponto de perfuração para passagem da cerclagem imediatamente caudal à superfície articular do eixo. Na vista da direita, que demonstra o aspecto ventral de C1 e C2, a passagem da cerclagem está demonstrada em cinza para tração e redução da luxação.....36

Figura 14 - Imagem ventral da articulação atlantoaxial de modelo ósseo representativo. Pinos lisos foram utilizados apenas para confecção do modelo. Pinos 1 e 2 transarticulares. Pino 3 inserido pela articulação AA. Pino 4 e 5 através do pedículo do atlas. Pinos 6 e 7 no aspecto caudal do corpo de C2. Pinos 8 e 9 adicionais em C2.....38

Figura 15 - Imagem confeccionada em software de modelamento para ilustrar tridimensionalmente a estabilização ventral da articulação atlantoaxial de cão por meio de fios de Kirschner e parafusos pelo acesso ventral. Os implantes são posteriormente engastados com PMMA.39

Figura 16 - Imagem ilustrando a passagem de fio de cerclagem pelo arco dorsal do atlas e por furos no processo espinhoso do eixo.....42

Figura 17 - Imagens ilustrativas (A) lateral e (B) dorsoventral demonstrando o procedimento cirúrgico de estabilização da articulação por meio de fios duplos de náilon. A utilização de suturas entre os músculos obliquus capitis caudalis (OCC) e obliquus capitis cranialis (OCC).42

Figura 18 - Imagem ilustrativa da utilização da banda de tensão de Kishigami em modelo ósseo da articulação atlantoaxial.....43

Figura 19 - Imagens radiográficas pré-operatória de um paciente apresentando subluxação atlantoaxial (A). Imagens radiográficas pós-operatórias de paciente

submetido à estabilização com fio de Kirschner dobrado, três anos após o procedimento cirúrgico, vista lateral (B e C).....	44
Figura 20 - Imagens de modelo ósseo demonstrando a inserção de pinos cruzados, que transpassam o processo espinhoso do áxis e se direcionam para a porção caudal das asas do atlas (A) vista lateral, (B) vista dorsal e (C) vista frontal).	45
Figura 21 - Imagens demonstrativas do planejamento computacional para inserção dos parafusos nos corredores seguros. Vista lateral à esquerda e vista frontal à direita.	46
Figura 22 - Imagem ilustrando a utilização de malha de titânio. A malha é posicionada na crista occipital se estendendo até o aspecto dorsal do atlas.....	47
Figura 23 - Imagem de modelo tridimensional do atlas de um arquivo STL importado para o software CREO, no qual podem ser observados os polígonos que constituem a superfície do modelo.	52
Figura 24 - (A) imagem gerada em software de modelamento, mostrando a guia de furação para o atlas. (B) peças impressas em acrílico para teste de coaptação do guia de furação. Seta preta em ambas as imagens mostrando o ponto de visualização para a broca em uma fenda da própria guia de furação.....	54
Figura 25 - Imagem gerada em software de modelamento demonstrando a luxação já reduzida e o projeto da placa de titânio paciente-específica.	54
Figura 26 - Fluxograma demonstrando a interação de como análises estruturais integram o desenvolvimento do projeto.....	59
Figura 27 - Imagens para demonstração dos corredores seguros (A) vista lateral esquerda; (B) vista rostral; (C) vista em perspectiva rostrocaudal esquerda: dois corredores seguros foram definidos para o atlas (vermelho), dois para o áxis (azul) e dois transarticulares (amarelo).....	74
Figura 28 - Demonstração da perfuração da massa lateral da face esquerda do atlas: seta verde - broca; seta preta - guia de furação rosqueada no alojamento para cabeça do parafuso do implante, que atua como gabarito para as perfurações.....	75
Figura 29 - Imagens demonstrando as condições de contorno para as análises pareadas realizadas: (A) para o atlas engastado, a superfície verde foi considerada como fixa e a azul móvel (seta azul); (B) para o áxis engastado, a superfície verde foi considerada como fixa e a azul móvel (seta azul).....	76
Figura 30 - Angulações dos parafusos utilizados no estudo proposto. Parafusos com angulações não especificadas apresentam ângulos retos com o plano sagital e	

transverso.....77

Figura 31 - Resultado da análise de elementos finitos no software PrePoMax® para ponto de maior estresse segundo critério de von Mises. Escala de cores à esquerda: resultado da análise com força de 107 N aplicada ao atlas na flexão lateral com o eixo engastado, sendo o ponto de maior estresse com 425 Mpa.....79

Figura 32 - Resultado da análise de elementos finitos no software PrePoMax® para o ponto de maior deslocamento do implante. Escala de cores à esquerda da imagem: vista lateral do implante com resultados para o atlas engastado e eixo flexionado lateralmente, apresentando ponto de maior deslocamento com 0,13mm quando submetido à força de 107 N.79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Informações para comparação entre as técnicas ventrais abordadas no presente trabalho	40
Tabela 2 – Informações para comparação entre as técnicas dorsais abordadas no presente trabalho	48
Tabela 3 – Resultados das análises de elementos finitos quanto ao maior estresse e deslocamento para cada condição de contorno	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensionais
3D	Tridimensionais
IAA	Instabilidade Atlantoaxial
AAA	Articulação Atlantoaxial
AEF	Análise de Elemento Finitos
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacture
CNC	Comando Numérico Computadorizado
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
FDM	Fused Deposition Modeling
PMMA	Polimetilmetacrilato
RM	Ressonância Magnética
SLAA	Subluxação Atlantoaxial
SLS	Selective Laser Sintering
STEP	Standard for the Exchange of Product
STL	Surface Tessellation Language
TC	Tomografia Computadorizada
TIJ	Thermal Inkjet

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1. Subluxação Atlantoaxial.....	16
2.1.1. Considerações anatômicas	16
2.1.1.1. Osteologia	16
2.1.1.2. Artrologia	18
2.1.1.3. Anatomia nervosa e vascular	20
2.1.2. Embriologia	21
2.1.3. Biomecânica da articulação	23
2.1.4. Fisiopatologia	25
2.1.5. Apresentação clínica	26
2.1.6. Diagnóstico	28
2.1.7. Tratamento	30
2.1.7.1. Tratamento conservativo.....	31
2.1.7.2. Técnicas de estabilização ventral.....	32
2.1.7.3. Técnicas de estabilização dorsal.....	41
2.2. Implante Cirúrgico Paciente-Específico para SLAA.....	48
2.2.1. Planejamento cirúrgico e projetos de guias e implantes paciente-específico.....	48
2.2.2. Manufatura de instrumentos e implantes paciente-específico.....	55
2.2.2.1. Método de análise por elementos finitos na medicina.....	58
2.2.2.2. Manufatura aditiva por <i>Direct metal laser sintering</i> (DMLS).....	60
3. REFERÊNCIAS	62
4. OBJETIVOS	70
4.1. Objetivo Geral.....	70
4.2. Objetivos Específicos.....	70
5. ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO	71
6. CONCLUSÕES	87
ANEXOS	88

1. INTRODUÇÃO

A instabilidade atlantoaxial (IAA) é afecção de causa congênita, de desenvolvimento e/ou traumática, descrita em cães pela primeira vez por Geary *et al.* em 1967. A subluxação congênita ocorre com maior frequência em cães jovens de raças toy, tais como Yorkshire, Spitz-Alemão-Anão, Poodle, Chihuahua e Pequinês, sendo as causas mais comuns as malformações do processo odontóide, como aplasia e hipoplasia (Stalin *et al.*, 2015).

Outras anormalidades incluem separação do dente do eixo, ossificação incompleta do atlas, além de falhas ligamentares (Shores; Tepper, 2007; Tabanez *et al.*, 2021). As malformações da junção craniocervical podem agravar ainda mais a instabilidade quando em conjunto com IAA, como as incongruências causadas por desproporcionalidade entre C1 e C2 (Tabanez *et al.*, 2021). Causas traumáticas podem ocorrer em animais de qualquer idade e tamanho e decorrem de fratura do dente do eixo com ou sem rupturas ligamentares (Ozak *et al.*, 2006).

Dessa maneira, a subluxação atlantoaxial (SLAA) pode ser considerada tanto doença de causa congênita como condição adquirida, levando a sinais clínicos agudos após trauma leve ou exigência mecânica exacerbada da articulação (Stalin *et al.*, 2015). Os sinais clínicos variam em decorrência do grau de compressão e inflamação, desde hiperestesia cervical até tetraplegia ou mesmo óbito por parada respiratória (Dickomeit *et al.*, 2011). São descritos vários tratamentos, desde abordagens não invasivas com utilização de tala ou bandagem até tratamento cirúrgico. O tratamento conservativo é reservado para animais imaturos, com sinais brandos ou quando há limitação financeira e/ou técnica para realização do tratamento cirúrgico (Havig *et al.*, 2005).

O tratamento cirúrgico pode ser realizado por acesso ventral ou dorsal. A abordagem ventral mais comumente realizada utiliza parafusos no arco ventral do atlas e crista mediana do eixo, podendo ser associada com pinos transarticulares os quais são incorporados em polimetilmetacrilato (PMMA) (Aikawa; Shibata; Fujita, 2013; Havig *et al.*, 2005). No entanto, podem ocorrer complicações como paralisia laríngea, dispneia, disfagia e falha do implante. A exposição das estruturas vertebrais pelo acesso ventral é adjacente a importantes estruturas anatômicas, tais como bainha carotídea, traqueia e irrigação tireóidea (Shores; Tepper, 2007).

Anteriormente à realização das técnicas cirúrgicas por abordagem ventral, foram desenvolvidas técnicas que utilizavam o acesso dorsal; contudo, ofereciam alto risco de iatrogenia, pela necessidade de penetração do espaço peridural para estabilização, quando o implante era passado sob o arco dorsal do atlas. Posteriormente, algumas técnicas foram aperfeiçoadas para evitar esse tipo de abordagem, mas ainda assim oferecendo baixa a moderada rigidez (Stalin *et al.*, 2015). Houve resultados promissores com estabilização dorsal utilizando-se parafusos e PMMA, sendo os corredores seguros estabelecidos por métodos computacionais para cada animal (Tabanez *et al.*, 2021).

Implantes paciente-específico utilizam a conformação do indivíduo na confecção do método de estabilização, o que proporciona coaptação, aumenta a rigidez e facilita a instrumentação. Um trabalho buscou comparar a instrumentação ventral através de guias de furação e a mão livre, demonstrando que as guias de furação podem ser superiores na obtenção de corredores seguros (Yu *et al.*, 2022). Recursos adicionais, como utilização de instrumentação de parafusos transarticulares, favorecem a estabilidade mecânica, mas os corredores seguros a partir deste acesso são limitados. Assim, o objetivo da presente pesquisa foi desenvolver implante paciente-específico, para ser implantado por acesso dorsal, a fim de mitigar os principais desafios inerentes à técnica de estabilização atlantoaxial.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. SUBLUXAÇÃO ATLANTOAXIAL

Animais acometidos pela SLAA apresentam alterações neurológicas devido à instabilidade articular, desalinhamento vertebral e consequente compressão e possível lesão ao parênquima medular. A doença ocorre com mais frequência em cães jovens de raças *toy*, mas pode acometer gatos e cães de raças grandes (Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015).

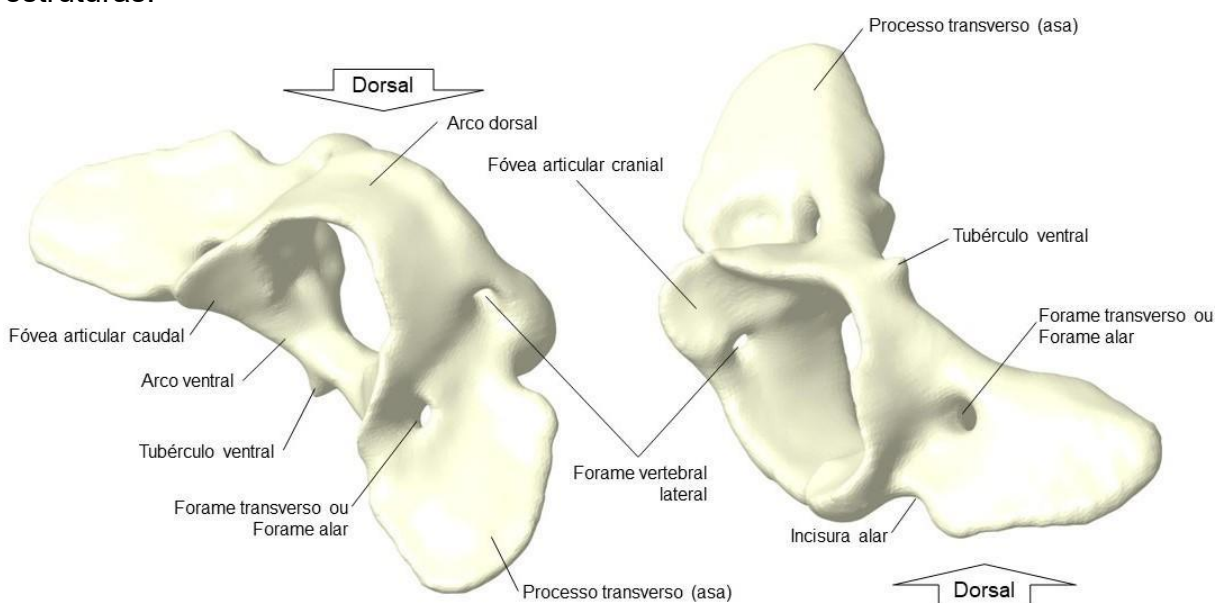
2.1.1. Considerações anatômicas

2.1.1.1. Osteologia

Atlas e áxis são as duas primeiras vértebras cervicais, sendo que a articulação atlantoaxial (AAA) possui características únicas que refletem na conformação distinta dessas estruturas. O atlas é formado por duas massas laterais (arcos neurais), que se unem formando o arco dorsal, enquanto o arco ventral ou corpo é curto em comparação às outras vértebras e não apresenta disco intervertebral. Processos transversos distintos e largos que se assemelham a duas plataformas (asas) e processos articulares modificados também fornecem singularidade ao atlas. Caudalmente, duas cavidades glenóides pareadas formadas por fôveas rasas e côncavas se articulam com as superfícies articulares craniais do áxis e medialmente, no aspecto dorsal do arco ventral, encontra-se uma depressão única chamada fôvea do odontóide (*fovea dentis*) onde repousa o processo odontóide do áxis (Dewey; Fossum, 2021; Evans; De Lahunta, 2012; Slanina, 2016). Na face ventral do corpo, o atlas possui um tubérculo ventral, útil como referência anatômica em procedimentos cirúrgicos. Acima do arco dorsal a vértebra não apresenta um processo espinhoso, sendo que no terço caudal do arco é encontrado o tubérculo dorsal, estrutura essa que possui variação entre indivíduos, e que pode ser encontrado como estrutura bífida em alguns animais e praticamente imperceptível em outros. Na face ventral de cada asa se localiza a fossa atlantal. Em alguns espécimes, um canal intraósseo se estende da fossa atlantal até a massa lateral do atlas (Dewey; Fossum, 2021; Evans; De Lahunta, 2012). Cranialmente, o atlas se articula com os

côndilos do osso occipital por meio de duas cavidades cotiloides, constituídas de fôveas que em alguns animais se unem ventralmente. No aspecto mais caudal na junção entre as massas laterais e as asas, encontram-se os forames transversos, ou forames alares, e cranialmente a esses, os forames vertebrais laterais (Figura 1). Entre a massa lateral e a asa do atlas são encontradas as incisuras alares no aspecto mais cranial da vértebra (Evans; De Lahunta, 2012).

Figura 1 - Imagem de modelo tridimensional do atlas de cão e suas principais estruturas.

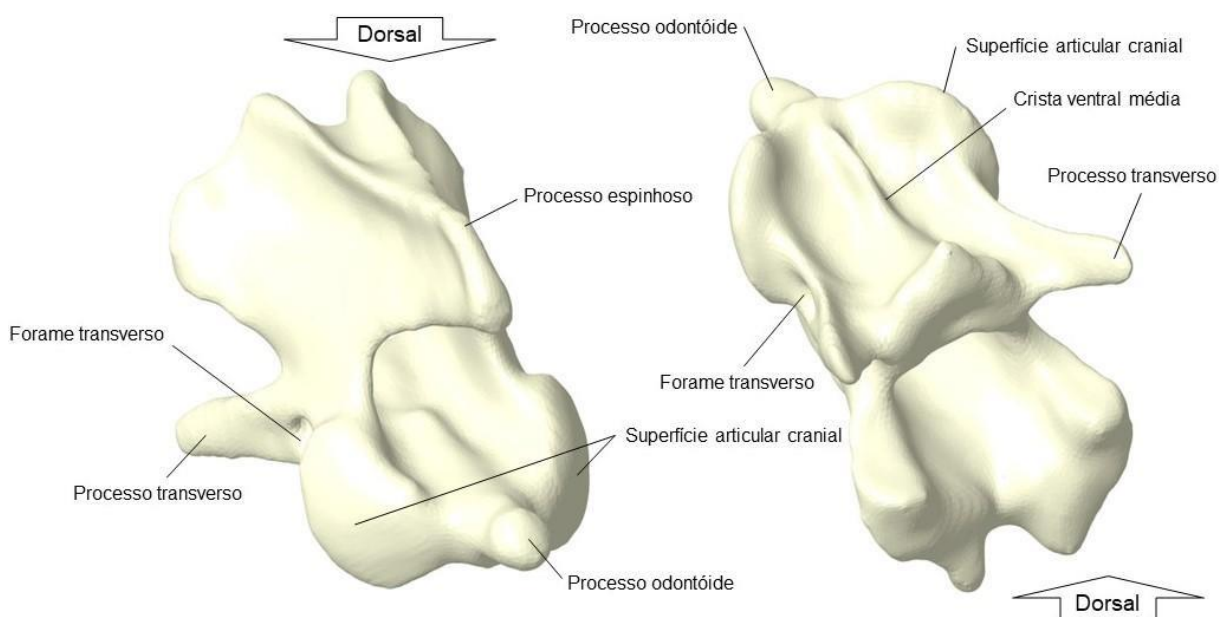


Fonte: O próprio autor (2024).

Áxis, a segunda vértebra cervical e a mais longa no cão, também chamada de *Epistropheus*, possui elementos de transição entre as vértebras C1 e C3. Caracteriza-se pelo processo espinhoso avantajado e pela protuberância óssea no aspecto cranioventral, denominado processo odontóide que também é referido como dente do áxis e *dens* (Evans; De Lahunta, 2012; Menon, 2019). O processo transverso do áxis é diminuto e se assemelha a uma lâmina e na junção com o corpo e pedículo, localiza-se o forame transverso ou forame cervical. O áxis possui duas massas laterais, onde encontram-se as superfícies articulares para o atlas. Essas estruturas se espessam lateralmente no aspecto mais cranioventral da vértebra, após a inserção do processo odontóide no corpo vertebral (Dewey; Fossum, 2021; Evans; De Lahunta, 2012; Menon, 2019; Slanina, 2016). O processo espinhoso ganha espessura caudalmente, sobrepondo-se sobre a lâmina de C3 (Dewey; Fossum, 2021). A face

ventral do corpo do áxis possui saliência no plano sagital chamada de crista ventral média e, assim como o tubérculo ventral do atlas, também é referência anatômica em abordagens ventrais (Figura 2) (Evans; De Lahunta, 2012).

Figura 2 - Imagem de modelo tridimensional do áxis de cão com as principais estruturas identificadas.



Fonte: O próprio autor (2024).

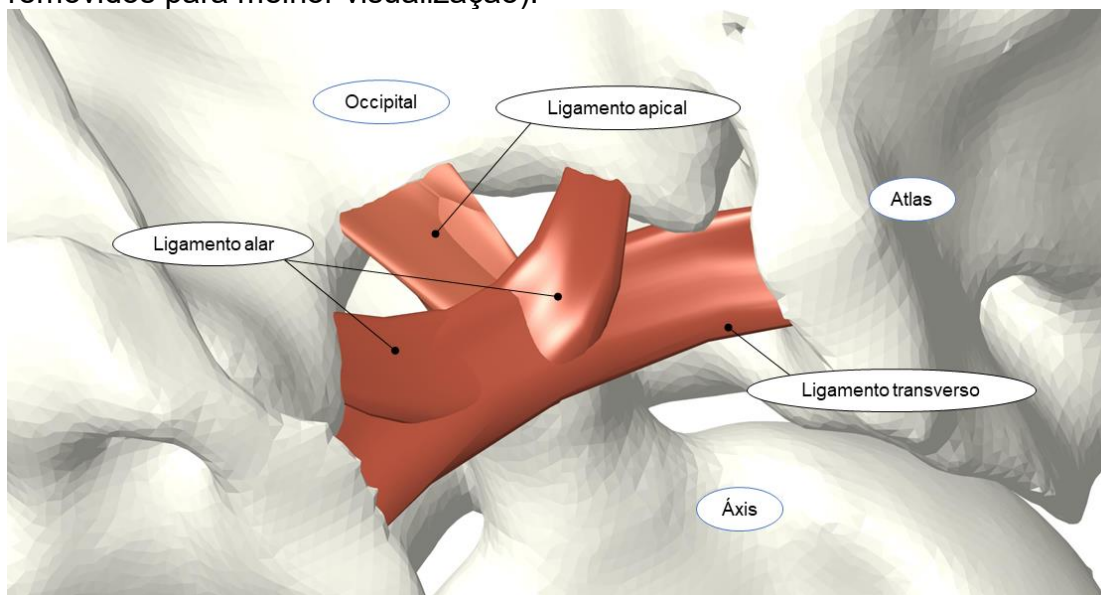
2.1.1.2. Artrologia

As características distintas das duas primeiras vértebras possibilitam à AAA a realização do movimento de rotação em torno do eixo longitudinal, sendo essa característica única em todo o esqueleto axial. A fovea articular cranial do atlas articula-se com os côndilos do osso occipital, possibilitando movimentos verticais (Slanina, 2016). A movimentação primariamente vertical também é chamada de articulação do tipo gínglimo. A fovea articular caudal do atlas se relaciona com as superfícies articulares craniais do áxis formando as articulações laterais. Medialmente, o dente do áxis repousa na *fovea dentis* dorsal ao arco ventral do atlas, constituindo a articulação medial. As três articulações atlantoaxiais tornam possíveis movimentos de rotação e alguma movimentação longitudinal (Evans; De Lahunta, 2012; Stalin *et al.*, 2015; Slanina, 2016).

Interessante notar que a etimologia da palavra *áxis* remete ao latim, e significa “eixo”, justamente pela característica do movimento que proporciona. A articulação é envolta por cápsula articular frouxa e fina, que permite liberdade para a ampla movimentação característica da articulação (Stalin *et al.*, 2015). Diferentemente das outras articulações vertebrais, a AAA não conta com disco intervertebral, sendo que a estabilidade é proporcionada pela coaptação óssea, musculatura paraespinal e cápsula articular, mas principalmente por ligamentos (Evans; De Lahunta, 2012; Slatter, 2003).

O ligamento transversal se sobrepõe ao dente do *áxis*, tendo as extremidades fixas às paredes do arco ventral do atlas, com o ligamento apical iniciando no aspecto cranial do dente e estendendo-se até a borda ventral do forame magno. Os ligamentos alares são pareados e se inserem obliquamente a partir do odontóide nas bordas ventrolaterais do forame magno (Figura 3). Na porção cranioventral do processo espinhoso do *áxis* até o tubérculo dorsal do atlas, se encontra o ligamento atlantoaxial dorsal (Evans; De Lahunta, 2012).

Figura 3 - Imagem criada em *software* de modelamento para visualização dos ligamentos da articulação atlantoaxial de cão (arco dorsal e parte do crânio foram removidos para melhor visualização).

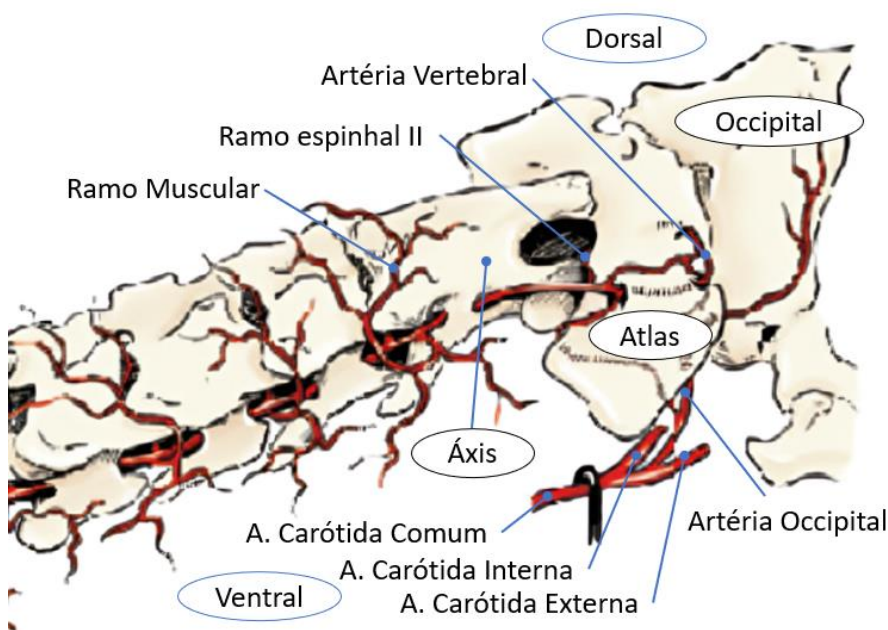


Fonte: O próprio autor (2024).

2.1.1.3. Anatomia nervosa e vascular

Além do plexo venoso encontrado no assoalho do canal vertebral, a artéria vertebral, de grande calibre, percorre lateralmente as vértebras cervicais, atravessando os forames transversos vertebrais, no nível dos processos articulares de C2 a C6. No atlas, as artérias e veias vertebrais transpassam o forame alar, sendo que estas se estendem pela fossa atlantal. A veia vertebral segue caudalmente ao forame e se anastomosa com a veia jugular interna rostroventralmente à fossa condilar (Dewey; Fossum, 2021; Evans; De Lahunta, 2012). Um ramo venoso segue dorsalmente à incisura alar para compor o plexo venoso vertebral externo. A artéria vertebral inicialmente transpassa o forame alar, para depois entrar no canal vertebral através do forame vertebral lateral (Figura 4) (Evans; De Lahunta, 2012).

Figura 4 - Imagem com as principais artérias da região cervical.

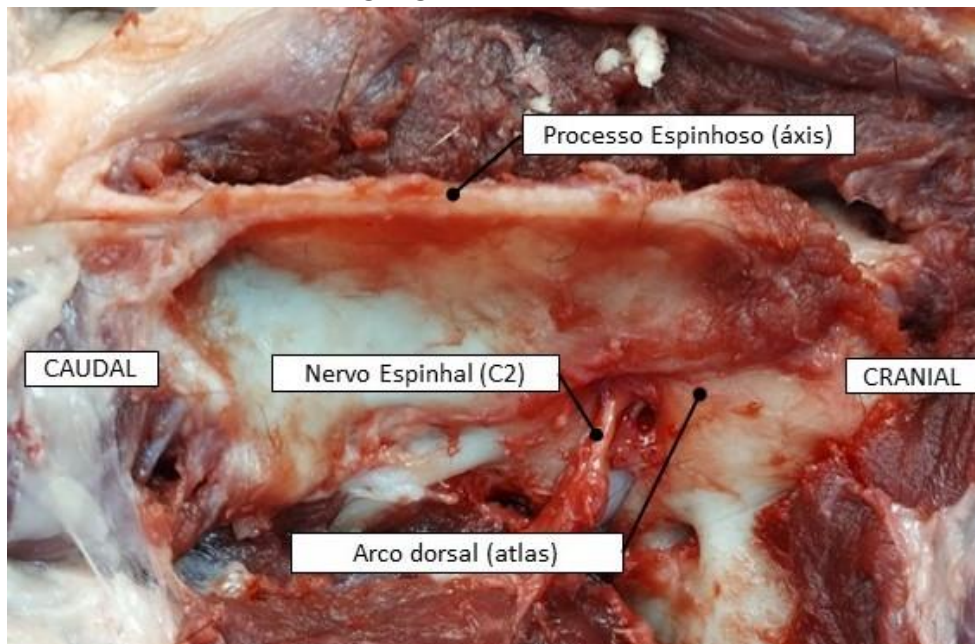


Fonte: Adaptado de Evans e De Lahunta, (2012).

O primeiro segmento medular está localizado caudalmente ao forame magno e envolvido pela porção cranial do atlas com o primeiro par de nervos espinhais (C1) emergindo através do forame vertebral lateral e dividindo-se em ramo dorsal e ventral. O ramo dorsal direciona-se cranialmente para inervar a musculatura cranial do pescoço, enquanto o ramo ventral passa pela incisura alar dirigindo-se ventro-caudalmente. O primeiro forame intervertebral é formado pela união da borda cranial

da incisura da massa lateral do áxis, dorsal às superfícies articulares, com a incisura caudal do atlas, o qual tem tamanho avantajado quando comparado a outros forames vertebrais, e é o local por onde emerge o segundo par (C2) de nervos espinhais (Figura 5) (Evans; De Lahunta, 2012).

Figura 5 - Imagem fotográfica de dissecação em cadáver pelo acesso dorsal expondo atlas e áxis, para demonstrar a exteriorização do nervo espinhal (C2) através do forame intervertebral de C1-C2.

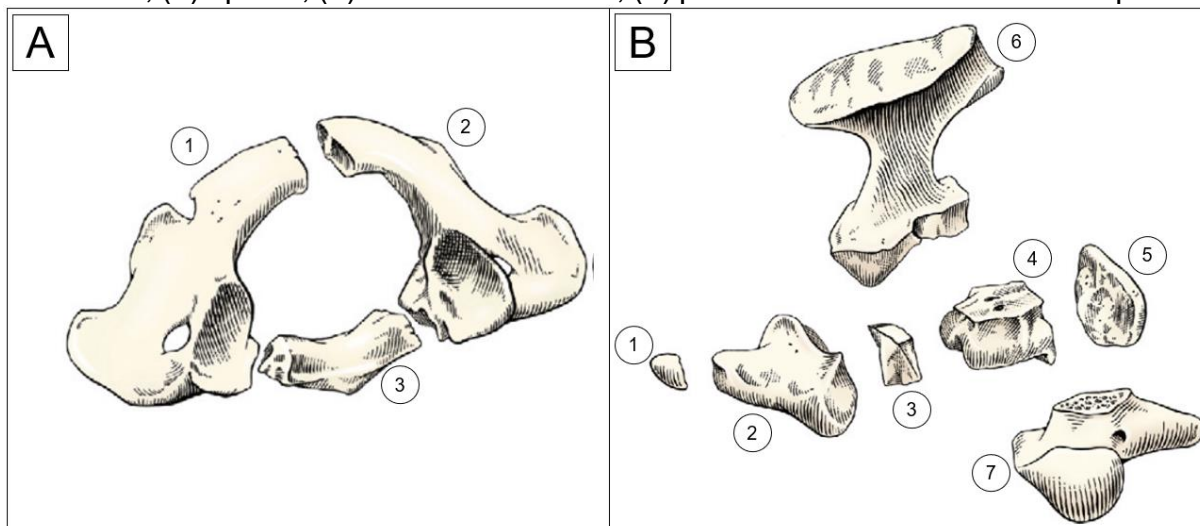


Fonte: O próprio autor (2024).

2.1.2. Embriologia

O atlas se desenvolve a partir de três centros de ossificação. Dois centros pareados, chamados de arcos neurais, se unem dorsalmente formando o arco dorsal e se prolongam lateralmente para formar as asas do atlas. O arco ventral (corpo), se forma a partir do *intercentrum* 1 (Figura 6A) e se une bilateralmente com os arcos neurais. O áxis se origina a partir de sete centros de ossificação, sendo eles um par de arcos neurais, *centrum* 2, epífise caudal, *intercentrum* 2, *centrum* 1 que pertence ao atlas e formará o odontóide, além do extremo ápice do dente, o *centrum* do *proatlas* (Figura 6B) (Evans; De Lahunta, 2012; Watson, 1981).

Figura 6 - Centros de ossificação do atlas e áxis: (A) Centros de ossificação do atlas: (1) arco neural esquerdo, (2) arco neural direito, (3) arco ventral ou corpo. (B) Centros de ossificação do áxis: (1) *centrum* do proatlas, (2) *centrum* 1, (3) *intercentrum* 2, (4) *centrum* 2, (5) epífise, (6) arco neural direito, (7) parte ventral do arco neural esquerdo.



Fonte: Adaptado de Watson (1981).

Durante o desenvolvimento embriológico o ápice do dente do áxis pertence a uma porção do centro de ossificação do corpo do atlas, que se funde com o restante do processo odontóide em torno de quatro meses de vida. Essa estrutura recebe o nome de *proatlas* (Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015), que seria a vértebra remanescente entre o osso occipital e o atlas (Evans; De Lahunta, 2012). Essa estrutura é mais desenvolvida em répteis ancestrais, bem como em répteis transicionais aos primeiros mamíferos. O *proatlas* limitaria a movimentação da cabeça nesses animais. Alguns crocilianos da família *Alligatoridae* possuem a conformação da estrutura semelhante à observada nesses ancestrais (Evans; De Lahunta, 2012; Linden *et al.*, 2019). O complexo atlas-áxis é inovação evolutiva que permite aos mamíferos flexionarem e estender a cabeça, o que pode ter proporcionado vantagens críticas para a sobrevivência desses indivíduos (Linden *et al.*, 2019). O centro do *proatlas* se forma como nódulo que depois se acomoda no ápice do dente. Essa estrutura pode não estar presente em alguns cães. Importante notar que a radiografia do animal que ainda não apresentou a fusão do *proatlas*, pode ser interpretada erroneamente como fratura (Evans; De Lahunta, 2012; Watson, 1981).

2.1.3. Biomecânica da articulação

A estabilidade da coluna vertebral é promovida pela estrutura óssea, disco intervertebral, ligamentos, cápsula articular e anexos musculares. Os movimentos fisiológicos gerados pela musculatura exercem forças na coluna; no entanto, forças externas, como por exemplo o trauma, podem exigir resistência que excede os limites dessas estruturas. De maneira geral, a coluna deve suportar forças flexoras, rotacionais, de cisalhamento e cargas axiais. Os corpos vertebrais robustos, em conjunto com os discos intervertebrais, são considerados os fatores estabilizadores mais importantes contra rotação e flexão lateral. A coluna vertebral evoluiu de tal forma a proporcionar capacidade de neutralizar algumas dessas forças; entretanto, pode ser suscetível à instabilidade quando recebe forças externas acima do suportado (Benzel, 1995).

A articulação atlantoaxial difere morfologicamente das outras vértebras uma vez que não possui disco intervertebral (Evans; De Lahunta, 2012), assim a musculatura paravertebral, cápsula articular, mas, principalmente, o dente e seus anexos ligamentares, são fundamentais na promoção da estabilidade passiva e prevenção de danos medulares em virtude da movimentação natural da articulação (Evans; De Lahunta, 2012; Sharp; Wheeler, 2005; Stalin *et al.*, 2015).

Cães com IAA apresentam amplitude de movimento acima do limite fisiológico. Anteriormente à publicação do trabalho de Forterre *et al.* (2015), acreditava-se que o principal agravante para as compressões medulares seriam primariamente movimentos dorso-ventrais. Em estudo com dois cadáveres, sendo um animal hígido e o outro acometido por IAA, foi possível observar que flexões laterais da cabeça também causam deslocamento dorsal do odontóide em relação ao atlas (Forterre *et al.*, 2015). O atlas atua como fulcro regulando a movimentação do eixo em relação ao occipital, quando todas as estruturas estão funcionais. O conjunto promove amplitude de movimento diferente de qualquer outra região da coluna vertebral (Sorjonen; Shires, 1981).

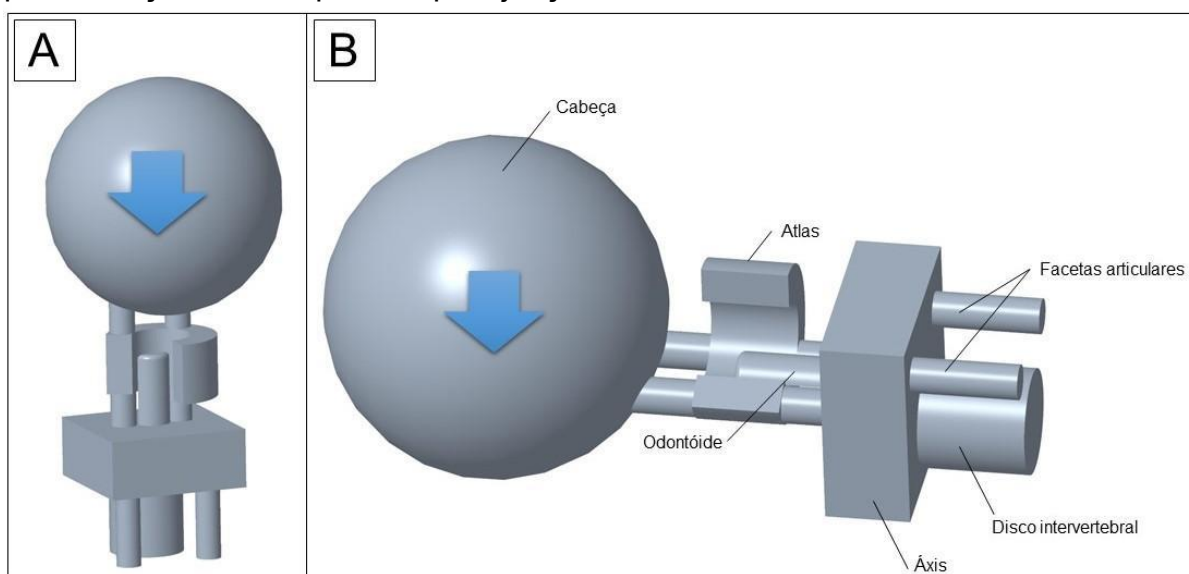
Em estudo visando compreender a importância de cada ligamento no compartilhamento de carga da articulação, foi demonstrado que os ligamentos alares seriam os principais estabilizadores da articulação, e uma vez rompidos, poderia ocorrer desalinhamento e conseqüente mielopatia (Reber *et al.*, 2013). Vale ressaltar

que os ensaios consideravam apenas movimentos ventro-dorsais, dessa maneira, não é possível inferir que os resultados refletem completamente a realidade de todos os fatores mecânicos aos quais a articulação é submetida *in vivo* (Reber *et al.*, 2013).

Em humanos, foi observado que após a ruptura do ligamento transversal, os ligamentos alares não são capazes de evitar desalinhamento vertebral. Diferenças anatômicas entre cães e humanos poderiam justificar essa diferença, uma vez que a orientação da coluna cervical é mais verticalizada em humanos, enquanto em quadrúpedes se encontra em posição próxima à horizontal, quando comparada ao restante do esqueleto axial (Martin; Bruner; Maiman, 2010). Dessa maneira, nos bípedes, a coluna cervical cranial possui articulações em formato de cunha para suportar o peso da cabeça, o que resulta em vetores de força laterais, sendo o ligamento transversal importante estabilizador do processo odontóide, bem como o anel atlantal, dada a distribuição de forças (Evans; De Lahunta, 2012).

O peso da cabeça gera compressão axial que é transmitida através do atlas para o eixo, distribuindo-se primariamente nas duas superfícies articulares craniais nos humanos. Nos quadrúpedes, a força exercida pelo peso da cabeça acaba por gerar momento de inércia ao longo da coluna cervical, dado o efeito de balanço das estruturas mais craniais a qualquer ponto de referência, sendo que o momento de inércia dessa força se soma às outras exigências mecânicas que a articulação precisa suportar. A manutenção da cabeça em balanço reflete na conformação das articulações, bem como da maior importância do odontóide e anexos ligamentares em quadrúpedes (Figura 7) (Benzel, 1995; Menon, 2019).

Figura 7 - Imagem esquemática para representação da força gravitacional exercida pela cabeça sendo suportada pela junção craniocervical.



Nota: A representação do atlas apresenta um corte parcial para melhor visualização. (A) Em humanos o peso é recebido pelo atlas e transferido para o áxis por duas colunas (superfícies articulares craniais), sendo então distribuído pelo corpo do áxis e transferido para o disco (C2/C3) e facetas de C3. O odontóide e ligamentos sofrem em estação primariamente forças advindas dos movimentos fisiológicos, sendo que o peso da cabeça exerce compressão axial. (B) O peso da cabeça gera um momento nas articulações e nos estabilizadores da AAA.

Fonte: O próprio autor (2024).

2.1.4. Fisiopatologia

Os movimentos acima dos limites fisiológicos da AAA, como flexão excessiva da cabeça em relação à coluna cervical, levam ao deslocamento vertebral, o que pode ocasionar compressão e/ou estiramento do parênquima medular. O deslocamento excessivo pode decorrer de traumas em cães e gatos de qualquer idade, no entanto, trauma leve também pode desestabilizar a articulação malformada e deficiente (Platt; Da Costa, 2012; Plessas; Volk, 2014; Stalin *et al.*, 2015). As anormalidades associadas ao processo odontóide merecem atenção, uma vez que os anexos ligamentares possuem íntima relação com essa estrutura. A hipoplasia e até agenesia do odontóide são as causas mais frequentes da doença (Plessas; Volk, 2014), bem como separação do dente do áxis, ossificação incompleta do atlas e alterações ligamentares (Slanina, 2016; Takahashi *et al.*, 2019). A separação do dente ainda não possui etiologia completamente compreendida na medicina humana e veterinária. Acredita-se que a causa poderia ser traumática, congênita ou degenerativa. Em revisão realizada recentemente, constatou-se que grande parte dos

pacientes acometidos não possuem histórico de trauma, reforçando a possibilidade de causa congênita em humanos (Cho; Shlobin; Dahdaleh, 2022). Os anexos ligamentares também estão sujeitos a alterações congênitas (Sanders *et al.*, 2004; Westworth; Sturges, 2010). Crianças que desenvolvem subluxação secundária à frouxidão ligamentar e hipoplasia do dente são naturalmente predispostas às alterações que refletem na formação articular e de tecidos conectivos (Kim, 2013).

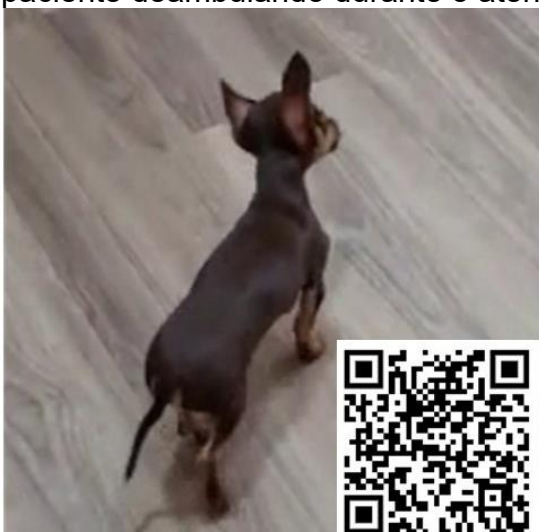
As malformações crânio-cervicais são mais frequentemente observadas em raças de cães *toy*, o que pode influenciar negativamente no prognóstico do paciente com SLAA (Plessas; Volk, 2014). Foram relatadas em cães alterações como sobreposição do atlas em direção ao occipital, displasia axial, malformações caudais dos côndilos occipitais e incongruência occipito-atlantoaxial (Waschk *et al.*, 2019). Em humanos ocorre a invaginação basilar, na qual o arco dorsal do atlas se desloca rostralmente em direção ao forame magno, podendo causar compressão do parênquima nervoso, sendo essa condição considerada análoga a sobreposição atlantooccipital em cães (Erbengi; Oge, 1994; Stalin *et al.*, 2015). Essa sobreposição poderia alterar o fluxo sanguíneo, por meio da compressão da artéria basilar, o que comprometeria a dinâmica líquórica, que por sua vez pode causar siringomielia e hidrocefalia (Erbengi; Oge, 1994; Kim, 2013; Levine, 2004). A compressão pode ocorrer na porção caudal da medula oblonga, cerebelo e medula espinhal (Cerde-Gonzalez; Dewey, 2010; Cerde-Gonzalez *et al.*, 2016).

2.1.5. Apresentação clínica

Os sinais clínicos da SLAA são compatíveis com síndrome cervical e variam de dor cervical à ataxia e plegia. No entanto, a ocorrência de edema medular na região afetada pode se estender ao tronco encefálico, podendo ocorrer alterações respiratórias, cardíacas e até mesmo óbito. Em alguns casos, a instabilidade mecânica pode comprometer o alinhamento da cabeça, havendo escoliose, que pode ser interpretada como síndrome vestibular; no entanto, em casos raros algumas mielopatias cervicais podem realmente cursar com inclinação de cabeça (Figura 8) (Dewey; Da Costa, 2016; Liatis; Decker, 2023; Slanina, 2016). A fisiopatologia que justifique a alteração ainda não é completamente compreendida; contudo, acredita-se que compressões do parênquima nervoso dos dois primeiros segmentos medulares

que envolvam estruturas que trabalham em conjunto com o sistema vestibular como o trato espinocerebelar, poderiam justificar a inclinação de cabeça (Liatis; Decker, 2023).

Figura 8 - Imagem fotográfica de paciente canino macho, da raça pinscher, de 5 meses, pesando 0,9 quilos, apresentando inclinação de cabeça decorrente de instabilidade atlantoaxial. O escaneamento do QR code irá mostrar o vídeo do paciente deambulando durante o atendimento.



Fonte: O próprio autor (2024).

A doença pode se manifestar de maneira insidiosa ou aguda, com agravamento ou estabilização do quadro. A apresentação pode variar em decorrência do acometimento de diferentes estruturas relacionadas à estabilidade da AAA. Alguns animais podem apresentar os sinais em alguns momentos e retornar à relativa normalidade de maneira natural. Isso acontece quando há deslocamento vertebral e redução espontânea do desalinhamento (Aikawa; Shibata; Fujita, 2013; Slanina, 2016; Westworth; Sturges, 2010). Caso haja demanda física que exceda os limites fisiológicos da articulação, como salto de móveis, brigas com outros animais e brincadeiras, pode ocorrer desalinhamento e aparecimento dos sinais (Westworth; Sturges, 2010).

A SLAA acomete mais frequentemente cães de raças *toy* como Yorkshire terrier, Chihuahuas, Poodles, Spitz alemão anão, Pinscher miniatura, Maltês entre outras, sendo relatado que aproximadamente metade dos animais apresentam os sinais clínicos com menos de um ano de idade. Raramente ocorre em cães de grande porte e gatos, sendo que nesses animais normalmente a doença decorre de trauma

(Jaggy *et al.*, 1991; MacCarthy; Lews; Hosgood, 1995; Slanina, 2016). A presença de anormalidades concomitantes, como siringohidromielia, ossificação incompleta do atlas, displasia occipital e sobreposição do atlas em direção ao forame magno podem influenciar a morbidade e mortalidade (Cerdeira-Gonzalez; Dewey, 2010).

A apresentação das alterações neurológicas foi sumarizada a partir de outros estudos, por Slanina (2016). Após analisar os dados de 217 animais foi observado: dor cervical e alguma ataxia leve em 24,9% (54/217); ataxia ou paresia moderada a grave em 34,1% (74/217); não deambulatório em 34,5% (75/217) e tetraplégico em 6,5% (14/217).

Em outro estudo constatou-se que a idade mediana dos animais afetados foi de 27 meses, variando de 3 a 120 meses, e o peso 2,7 quilos iniciando-se em 1,1 até 9,3 quilos, sendo a raça Yorkshire terrier (47,5%) a mais frequente. Como já relatado anteriormente, houve predominância de animais de raça *toy*, representando 85,7% dos animais acometidos. Anteriormente ao estudo havia a hipótese de que animais com alterações do tipo Chiari seriam mais predispostos a apresentar a instabilidade atlantoaxial; no entanto, foi observado que dentre as raças *toy*, a ocorrência dessa alteração acontece de maneira natural em animais acometidos ou não, bem como siringohidromielia e hidrocefalia (Bray *et al.*, 2023).

2.1.6. Diagnóstico

Em pacientes com sinais neurológicos compatíveis com síndrome cervical, a SLAA deve ser diagnóstico diferencial; contudo, animais jovens e de raças *toy* possuem maior probabilidade de apresentar a doença, sendo que essa deve configurar a lista de principais suspeitas. O animal deve ser manipulado com cuidado, principalmente com relação à movimentação da cabeça e pescoço. Outras afecções, tais como meningomielite, fratura vertebral, discoespondilite, divertículo aracnoide espinhal, neoplasia e doença do disco devem ser incluídas na lista de diagnósticos diferenciais (Dewey; Da Costa, 2016). A doença do disco intervertebral é incomum em cães com menos de um ano de idade, mas podem acontecer em decorrência de trauma. As neoplasias vertebromedulares, mesmo sendo menos prováveis em cães jovens, não deve ser descartada como possível diagnóstico diferencial (Evans; De Lahunta, 2012; Slanina, 2016).

O diagnóstico da subluxação atlantoaxial deve, portanto, ser realizado com base no histórico do paciente, localização da lesão como síndrome medular cervical por meio do exame neurológico e confirmação por exames de imagem. Normalmente o desalinhamento vertebral é visualizado por radiografias simples de triagem, nas quais é possível observar afastamento do arco dorsal do atlas em relação à porção mais cranial do processo espinhoso do eixo (Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015). Outro ponto a se observar é o deslocamento dorsal do eixo em relação ao atlas. O posicionamento em ventroflexão na projeção lateral, como meio de deflagrar instabilidade leve, deve ser realizada com extremo cuidado, uma vez que esse movimento pode ocasionar ainda mais compressão medular e agravamento do quadro neurológico.

O processo odontóide pode ser visualizado por meio de projeções ventrodorsal e rostrocaudal com a boca aberta; no entanto, a manobra também pode gerar lesão medular (White *et al.*, 2019). Foram realizados estudos com as imagens obtidas por radiografias simples, a fim de obter relações dimensionais como preditores da doença. Nestas imagens avaliou-se a sobreposição do processo espinhoso ao arco dorsal do atlas, o que ainda indicaria viabilidade do ligamento atlantoaxial dorsal (Cummings *et al.*, 2018; Slanina, 2016). Outra opção é a angulação entre atlas e eixo, sendo considerada bom preditor da doença (Maclear; Saunders, 2000).

A realização da mielografia e coleta de líquido cefalorraquidiano são recursos que devem ser evitados devido ao posicionamento com a cabeça flexionada em relação à coluna cervical durante estes exames, assim, deve ser considerada a indicação de exames de imagem avançada, como Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), quando a radiografia simples não é suficiente para conclusão do diagnóstico, ou caso o tratamento cirúrgico seja o mais indicado.

A TC é o melhor método para avaliação de elementos ósseos da coluna vertebral, uma vez que múltiplos cortes e modelos tridimensionais facilitam a identificação de alterações relativas ao processo odontóide, tais como ossificação, fratura e hipoplasia. A ausência de sobreposição de estruturas permite a visualização mais clara de fraturas, malformações atlantooccipitais e ossificação incompleta do atlas (Slanina, 2016; Westworth; Sturges, 2010). A TC, além de ferramenta diagnóstica, também pode ser utilizada no planejamento cirúrgico, sendo possível a realização de estudos para definição de corredores seguros, mensurações de estoque

ósseo, além de servir como base para projetos de implantes e modelos representativos da anatomia do paciente (Leblond *et al.*, 2017; Slanina, 2016). As limitações da TC incluem a baixa acuidade na avaliação de tecidos moles e consequente dificuldade da avaliação do parênquima medular, assim como a identificação da presença de alterações secundárias à compressão. Da mesma maneira, não é possível visualizar as estruturas ligamentares da articulação (Cerdeira-Gonzalez; Dewey, 2010; Forterre *et al.*, 2015).

O exame de RM é excelente para a visualização de tecidos moles, mas não tão efetivo na visualização de estruturas ósseas quanto a TC. Em pacientes que possuem sinais clínicos encefálicos em concomitância com cervicais, o exame de RM é altamente indicado para avaliação de comprometimento do parênquima nervoso dessas regiões, sendo que hiperintensidade em imagens ponderadas em T2 normalmente evidencia alterações nessas áreas (Slanina, 2016; Westworth; Sturges, 2010), tais como edema, hemorragia, seringohidromielia, que são fatores importantes para o prognóstico quando presentes em conjunto com a SLAA.

Em estudo realizado em humanos, foi observado que a RM como única ferramenta diagnóstica não possui confiabilidade para o diagnóstico da SLAA (Laiho *et al.*, 2003). No entanto, em estudo retrospectivo, com grupo controle, em cães, constatou-se que mensurações do parênquima medular ventral no aspecto cranial do eixo e caudal do atlas e a relação entre o diâmetro da medula no meio do corpo do atlas e do eixo seriam bons fatores preditivos para a presença da doença. Foi possível a observação da integridade dos ligamentos apical e transversos na maior parte dos animais, enquanto a visualização dos ligamentos alares foi inconclusiva na maioria dos pacientes acometidos ou não (Bray *et al.*, 2023).

2.1.7. Tratamento

A subluxação atlantoaxial pode ser tratada por meio de manejo clínico ou cirúrgico. É de extrema importância compreender as limitações e vantagens de cada abordagem para a definição do tratamento. No manejo clínico ocorre apenas restrição da movimentação da articulação, enquanto no tratamento cirúrgico objetiva-se a redução da luxação e consequente descompressão do parênquima medular. A abordagem cirúrgica é desafiadora tanto quanto as estruturas vitais manipuladas

durante o acesso quanto às características anatômicas da própria articulação. O tratamento cirúrgico pode ser realizado pelo acesso dorsal ou ventral.

2.1.7.1. Tratamento conservativo

Inicialmente, acreditava-se que a estabilização não cirúrgica não teria função como tratamento, sendo útil apenas no manejo da dor (Geary; Oliver; Hoerlein, 1967). O tratamento clínico pode ser considerado em animais que apresentam alterações neurológicas leves, que não possuem estoque ósseo apropriado para instrumentação em decorrência da idade, que possuem risco alto inerente à anestesia geral, além de limitação financeira do tutor (Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015). O objetivo da estabilização não cirúrgica da articulação, por meio do uso de imobilização externa, é a redução do movimento e conseqüente diminuição da ocorrência de lesões medulares.

O manejo conservativo baseia-se na restrição de espaço, uso de imobilização cervical e de analgésicos. Talas cervicais e colares devem ser confeccionadas de maneira adequada para obtenção da imobilização e deve se estender a partir da rima labial e caudalmente até o xifoide, devendo ser mantida no mínimo por seis semanas. As complicações relacionadas ao uso de talas são úlcera de córnea, dermatite, otite externa. Além disso as úlceras de decúbito são relativamente comuns (Havig *et al.*, 2005). A utilização da tala não promove fusão completa das vértebras, sendo possível observar apenas aumento do tecido conectivo fibroso. As recidivas podem ocorrer provavelmente pela não fusão vertebral, sendo esse o único estabilizador da articulação uma vez que a tala seja retirada (Havig *et al.*, 2005; Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015). É importante considerar que o tratamento clínico na maioria das vezes foi utilizado em pacientes que apresentavam alterações neurológicas mais brandas, o que pode influenciar na comparação direta dos resultados com estudos sobre abordagens cirúrgicas. Uma vez que a imobilização externa é retirada, o tecido conectivo fibroso possivelmente formado não parece ser suficiente para suportar as forças às quais a articulação é submetida.

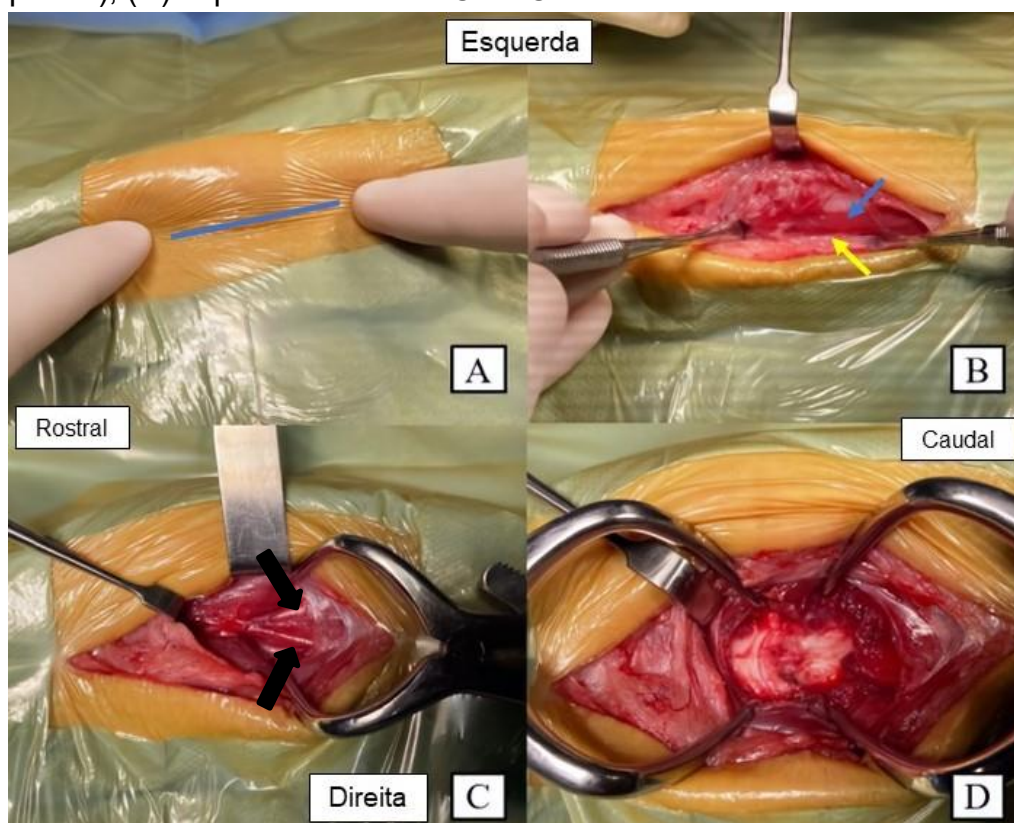
2.1.7.2. Técnicas de estabilização ventral

A estabilização cirúrgica ventral traz como vantagem a possibilidade de redução do desalinhamento e aumenta a possibilidade de ocorrência de fusão vertebral uma vez que possibilita o debridamento da cartilagem articular. Atualmente, é a abordagem preconizada para tratamentos cirúrgicos (Jeserevics *et al.*, 2008). O acesso ventral pode ser obtido por meio da dissecação da musculatura ao longo da linha média, com afastamento dos músculos esternocéfálico e esternohioideo ou pelo acesso parassagital, que é realizado entre os dois músculos citados (Figura 9) (Shores; Tepper, 2007). Durante o procedimento, tanto pelo acesso pela linha média, como parassagital, diversas estruturas devem ser retraídas para a correta exposição das vértebras. A musculatura, traqueia e bainha carotídea esquerda devem ser deslocadas para a esquerda, enquanto a musculatura contralateral e bainha carotídea direita são afastadas para a direita. Uma vez que o acesso tenha sido realizado, afastadores de Gelpi devem ser posicionados na musculatura para manter a exposição do campo cirúrgico (Dewey; Fossum, 2021; Shores; Tepper, 2007). O acesso parassagital minimiza a necessidade de dissecação da musculatura, além de reduzir as chances de danos à irrigação da tireoide, mas ainda assim a retração das estruturas é necessária (Shores; Tepper, 2007).

A abordagem ventral permite a redução da luxação, possível acesso para retirada de fragmento do odontóide, além de visualização da articulação em seu aspecto ventral, o que torna possível a curetagem da cartilagem nas superfícies articulares craniais do áxis e fóvea caudal do atlas assim expondo o osso subcondral, objetivando-se o fusionamento vertebral, sendo que a utilização de enxerto ósseo poderia favorecer o processo (Beaver *et al.*, 2000; Shores; Tepper, 2007). Um estudo buscou correlacionar a fusão articular em 12 cães submetidos à estabilização ventral com parafusos e PMMA, divididos em três grupos, sendo que em todos os pacientes a cartilagem articular foi removida; no entanto, em dois grupos foi empregado enxerto ósseo homogêneo e em outro autógeno. Para verificação da fusão os pacientes foram submetidos à eutanásia 90 dias após o procedimento. Não foi observada significância estatística entre os grupos, sugerindo-se que apenas a remoção da cartilagem isoladamente é uma alternativa eficiente (Festugatto *et al.*, 2013).

Durante o acesso há risco de lesão iatrogênica, uma vez que a dissecação a fim de prover o campo para a colocação dos implantes é adjacente a estruturas vitais, como bainha carotídea, laringe e vascularização da tireoide. A redução da luxação também pode comprometer o parênquima medular (Beaver *et al.*, 2000; Shores; Tepper, 2007; Sorjonen; Shires, 1981).

Figura 9 - Imagens fotográficas de cirurgia por abordagem ventral de um cão com subluxação atlantoaxial, para demonstrar as etapas da abordagem parassagital: (A) incisão de pele é feita do terço da mandíbula caudal até pouco após a base da laringe (linha azul); (B) o acesso deve ser realizado entre os músculos esternocéfálico (seta azul) e esternotireóideo (seta amarela), sendo importante o rebatimento da bainha carotídea nesse momento; (C) visualização dos músculos longos do pescoço (setas pretas); (D) aspecto ventral de C1 e C2.

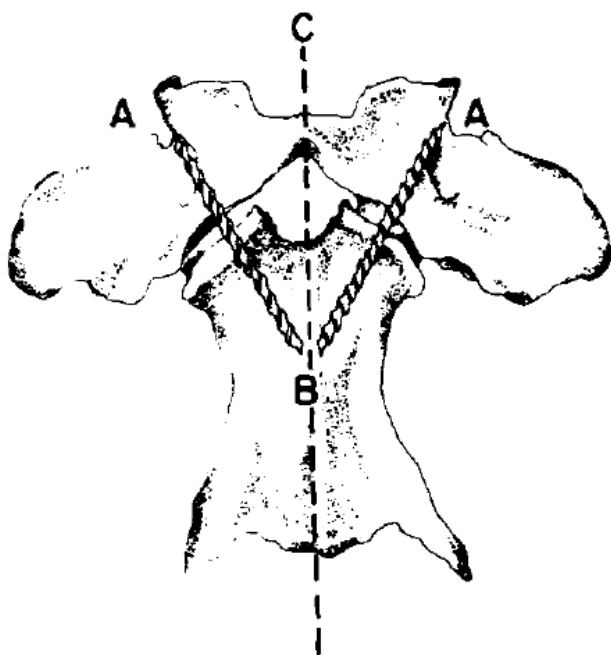


Fonte: O próprio autor (2024).

Na primeira técnica descrita de estabilização AA por acesso ventral, foram utilizados fios de Kirschner inseridos caudalmente às superfícies articulares craniais do eixo, os quais transpassavam a articulação lateral de C1-C2 e se alojavam nas asas do atlas, sendo estes fios direcionados para a incisura alar (Figura 10) (Sorjonen; Shires, 1981). Desde então, foram descritas várias técnicas de estabilização pelo

acesso ventral, desde placas, pinos e parafusos transarticulares, até pinos e parafusos estabilizados com PMMA (Stalin *et al.*, 2015).

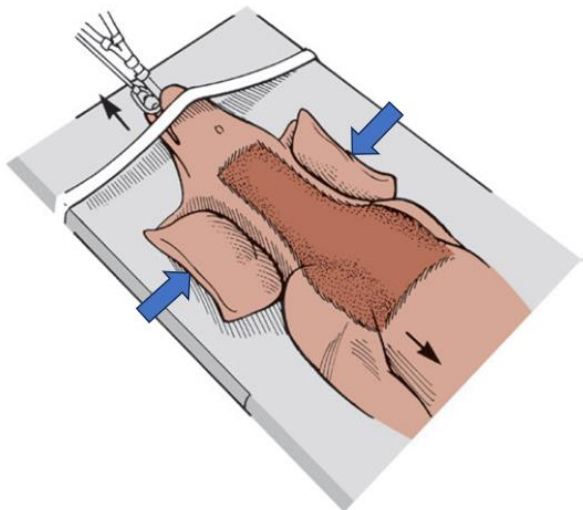
Figura 10 - Imagem de vista ventral da articulação atlantoaxial demonstrando o posicionamento dos fios de Kirschner transarticulares.



Fonte: Sorjonen e Shires (1981).

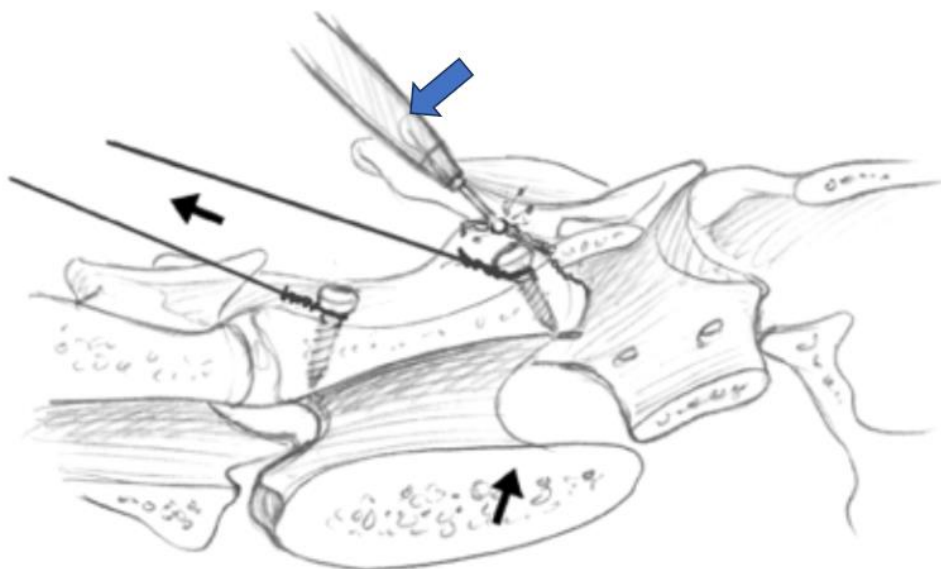
Na preparação do paciente para o procedimento, é fundamental a utilização de calços dorsais ao pescoço, para favorecer a distração vertebral e facilitar a redução da luxação (Figura 11). Para reposicionamento das vértebras, podem ser inseridos parafusos no aspecto ventral do eixo, para auxiliar na tração da vértebra ventralmente, com a utilização de fios resistentes como náilon enlaçados nas cabeças dos parafusos (Figura 12) (Platt; Chambers; Cross, 2004; Shores; Tepper, 2007). Embora existam outras técnicas e instrumentos para a redução, o diminuto espaço faz com esse recurso seja muitas vezes preferido.

Figura 11 - Posicionamento para abordagem ventral da coluna cervical, demonstrando o correto posicionamento do paciente, tricotomia e fixação da cabeça pelo emprego de fita adesiva sobre o mento e utilização de calços dorsais ao pescoço (setas azuis).



Fonte: Dewey e Fossum (2021).

Figura 12 - Imagem demonstrando o tracionamento caudoventral do eixo. Dois parafusos são inseridos no corpo de C2, sendo um no aspecto caudal e outro rostral. Fios são enlaçados nas cabeças dos parafusos e tracionados conforme as setas pretas. Enquanto a redução é mantida com os fios tracionados, a cartilagem pode ser removida com o auxílio de uma cureta ou fresa (seta azul). A tração deve ser mantida até que pinos transarticulares sejam inseridos.



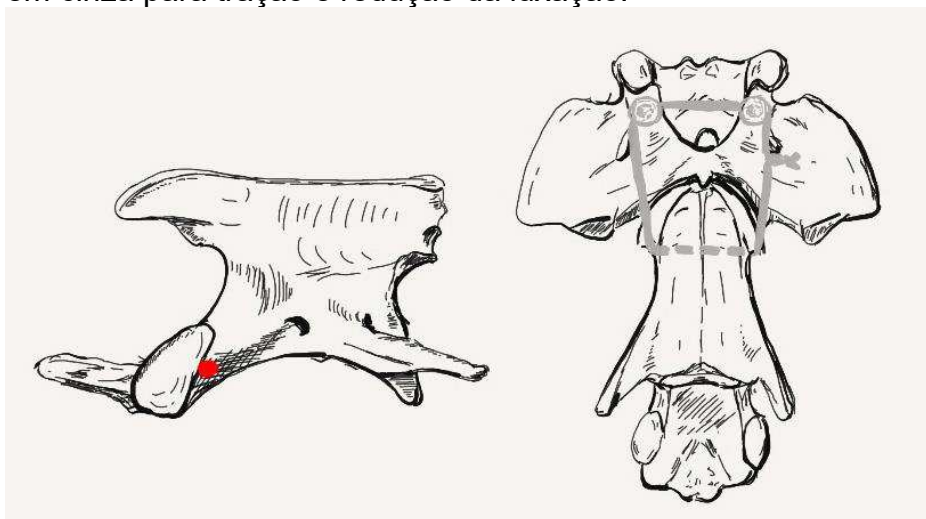
Fonte: Platt, Chambers e Cross (2004).

Outra possibilidade para a redução da luxação e compartilhamento de carga com outros métodos de estabilização é a utilização de fio de cerclagem inserido

através de perfuração transversal criada ventralmente em C2, conforme a figura 13. Uma vez que o fio é transpassado pelo orifício criado no eixo e posicionado ao redor dos dois parafusos no atlas, que funcionam como polia, é então realizada a tração. Esse procedimento foi descrito em conjunto com estabilização por meio de fios de Kirschner transarticulares anteriormente mencionados. Doze animais foram submetidos ao procedimento, e 11 apresentaram melhora do quadro neurológico. (Forterre *et al.*, 2023).

Em outro estudo, a utilização de fios Kirschner transarticulares foi substituída por utilização de dois parafusos compressivos inseridos pelo mesmo corredor descrito por Sorjonen e Shires (1981). Dez cães, foram submetidos ao procedimento, sendo que nove apresentaram melhora do quadro neurológico. A substituição dos pinos lisos por parafusos poderia diminuir as chances de migração dos pinos (Denny; Gibbs; Waterman, 1988).

Figura 13 - Imagem para demonstração do ponto de perfuração e passagem de cerclagem para redução da luxação, vista lateral à esquerda e ventral à direita: na vista da esquerda o ponto vermelho indica o ponto de perfuração para passagem da cerclagem imediatamente caudal à superfície articular do eixo. Na vista da direita, que demonstra o aspecto ventral de C1 e C2, a passagem da cerclagem está demonstrada em cinza para tração e redução da luxação.



Fonte: Forterre *et al.* (2023).

A redução da luxação e posterior estabilização elimina ou minimiza o desalinhamento, o que por consequência descomprime e alivia o parênquima medular, promovendo melhora do quadro neurológico ou ao menos a estabilização. A visualização e acesso à face ventral da articulação atlantoaxial torna possível a

realização a escarificação da superfície articular (Stalin *et al.*, 2015), que deve ser removida até visualização do osso subcondral, com a utilização de cureta de Volkman ou fresa em motor de baixa rotação (Figura 12) (Festugatto *et al.*, 2009; Platt; Chambers; Cross, 2004). Na sequência, preconiza-se a colocação de enxerto ósseo autógeno extraído do trocanter maior do úmero para acelerar o processo de fusão vertebral, sendo recurso valioso mecanicamente (Platt; Chambers; Cross, 2004; Platt; Olby, 2013; Stalin *et al.*, 2015). Mesmo sem a utilização do enxerto, quando é realizado apenas a curetagem ocorre proliferação óssea periarticular; no entanto, é provável que o enxerto favoreça esse processo (Sorjonen; Shires, 1981).

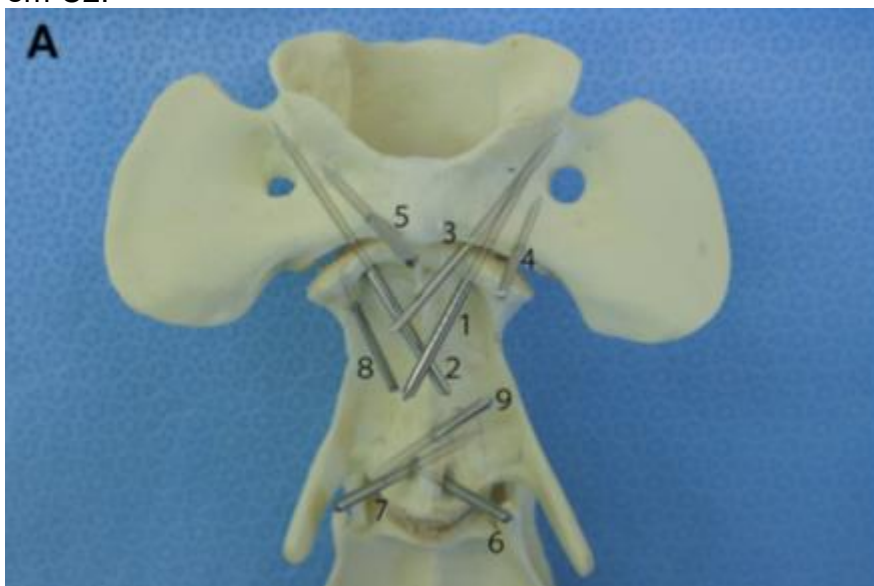
Podem ocorrer algumas complicações que necessitam de reintervenção cirúrgica, tais como migração dos implantes, perda da redução e falha mecânica. A utilização do PMMA tem efeito positivo na prevenção da migração de implantes uma vez que engasta as extremidades de pinos e parafusos prevenindo que se desloquem. Um estudo biomecânico em 21 cadáveres visou comparar duas construções onde foram utilizados parafusos com PMMA e a utilização de parafusos transarticulares. Os três métodos de estabilização apresentaram resultados adequados; contudo, as estabilizações com PMMA seriam menos propensas a falha pela rigidez proporcionada. Foi também relatado que a utilização de parafusos transarticulares mostrou melhor resultado na realização da redução da luxação, uma vez que traciona às vértebras uma em relação à outra (Leblond *et al.*, 2018; Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015).

Além das falhas do implante, outras complicações descritas são hemorragia, pneumonia por aspiração, paralisia de laringe, tosse, engasgos, dispneia, síndrome de Horner, alteração na vocalização, quebra ou perda de coaptação do implante, fraturas das vértebras, necrose ou lesão traqueal, estenose esofágica e torcicolo (Slanina, 2016). As complicações sem reintervenção cirúrgica foram relatadas nos trabalhos revisados; no entanto, algumas complicações podem necessitar de reintervenção em outros pacientes.

Um estudo relatou a utilização de pinos com perfil positivo engastados posteriormente com PMMA. O trabalho foi realizado com metodologia robusta quanto à coleta de informações tanto no período pré-operatório quanto no acompanhamento dos casos. Uma vez que a redução da luxação é alcançada, pinos transarticulares são utilizados para manter o posicionamento, e são adicionados pinos nas vértebras C1 e

C2, conforme demonstrado na figura 14. A técnica traz flexibilidade quanto à possibilidade de adição de maior quantidade de pinos (pinos 8 e 9, figura 14) levando em consideração, por exemplo, animais com articulações malformadas. Foram submetidos ao procedimento 49 animais, sendo que destes, 26 não deambulavam anteriormente ao procedimento. Após a realização do procedimento um animal permaneceu não deambulatório e dois foram a óbito durante o período perioperatório. Embora os resultados sejam positivos, vale ressaltar que 16 animais apresentaram quebra parcial ou total de pinos, mas não apresentaram deterioração do quadro neurológico (Aikawa; Shibata; Fujita, 2013).

Figura 14 - Imagem ventral da articulação atlantoaxial de modelo ósseo representativo. Pinos lisos foram utilizados apenas para confecção do modelo. Pinos 1 e 2 transarticulares. Pino 3 inserido pela articulação AA. Pino 4 e 5 através do pedículo do atlas. Pinos 6 e 7 no aspecto caudal do corpo de C2. Pinos 8 e 9 adicionais em C2.

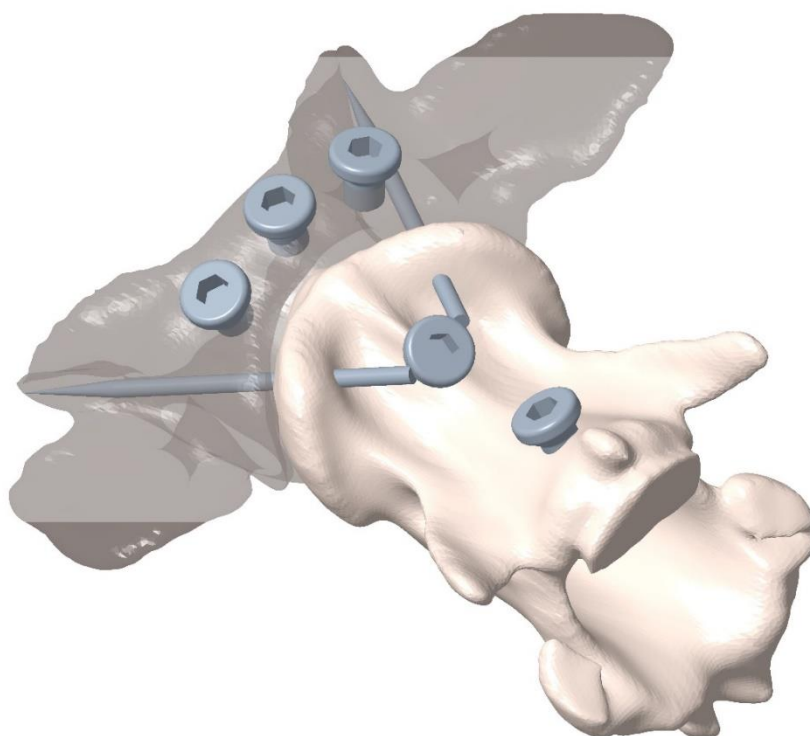


Fonte: Aikawa, Shibata e Fujita (2013).

A falta de estoque ósseo adequado para fixação dos implantes em pacientes pequenos e/ou imaturos é um dos principais desafios da estabilização atlantoaxial, devido à dificuldade na inserção de implantes com diâmetro adequado e em corredores seguros. A técnica que atualmente é preconizada consiste na utilização de dois fios de Kirschner exatamente como descrito em 1981, mas adicionando-se três parafusos no arco ventral do atlas e dois na crista média ventral do eixo, onde os parafusos e os fios são envolvidos por PMMA, minimizando o risco de migração de implantes. O método de fixação adicional aos pinos transarticulares oferece a

vantagem de compartilhamento de carga caso um dos dois métodos falhe (Figura 15) (Platt; Chambers; Cross, 2004; Sorjonen; Shires, 1981; Stalin *et al.*, 2015). Importante ressaltar que são necessários parafusos de diâmetro diminutos, em virtude do porte dos pacientes, e apenas alguns filetes de rosca irão garantir a interface com a matriz óssea, o que torna a qualidade dos parafusos característica primordial nessa construção.

Figura 15 - Imagem confeccionada em *software* de modelamento para ilustrar tridimensionalmente a estabilização ventral da articulação atlantoaxial de cão por meio de fios de Kirschner e parafusos pelo acesso ventral. Os implantes são posteriormente engastados com PMMA.



Fonte: O próprio autor (2024).

As técnicas de estabilização ventral envolvem a manipulação de estruturas importantes, tais como traqueia, bainha carotídea e vascularização da tireoide, quando realizado o acesso pela linha média. A manipulação incorreta dessas estruturas pode ocasionar intercorrências, tanto no período transoperatório como no pós-cirúrgico. O diminuto estoque ósseo e aplicação de implantes muitas vezes monocorticais e direcionados à medula espinhal aumentam o risco cirúrgico, exigindo expertise do cirurgião na execução da técnica. A comparação entre as diferentes

técnicas de estabilização ventral é tarefa difícil em virtude da falta de padronização entre os estudos. Na tentativa de comparar os diversos artigos, há animais que ainda deambulavam anteriormente ao procedimento cirúrgico, com exceção ao estudo realizado por Aikawa, Shibata e Fujita (2013), no qual 26 animais não deambulavam antes do procedimento e 23 ainda caminhavam. A falta de padronização e pequena amostragem dificultam a análise direta entre as técnicas (Tabela 1).

Tabela 1 – Comparativo entre as técnicas ventrais abordadas no presente estudo.

Estudo / Técnica Cirúrgica	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
N	19	5	11	10	49	12	18
Idade média (meses)	<12	19	12		21	24	35
Peso médio (quilos)	2,8	-	4		2,6	**	2,7
Deambulatório (pré-op)	12	3	8		23	6	18
Não deambulatório (pré-op)	7	2	3		26	6	8
Acompanhamento mínimo (meses)	12	2	5		4	6	9
Deambulatório (pós-op)	17	5	8	9*	46	10	16
Não deambulatório (pós-op)	0	0	3		1	0	0
Óbito (relacionado à afecção)	2	0	1		2	2***	2
Utilização de recursos paciente-específico	N	N	N	N	N	S	S

Notas: (1) Platt; Chambers; Cross, 2004 / Fixação ventral modificada com parafusos, fio de Kirschner e PMMA; (2) Shores; Tepper, 2007 / Pinos transarticulares (acesso parassagital); (3) Forterre *et al.*, 2023 / Reforço com fios de cerclagem em conjunto com pinos ou parafusos transarticulares ou placas; (4) Denny; Gibbs; Waterman, 1988 / Parafusos transarticulares compressivos; (5) Aikawa; Shibata; Fujita, 2013 / Estabilização ventral com pinos de perfil positivo e PMMA. (6) Toni; Oxley; Behr, 2020/ Parafusos bicorticais e PMMA; (7) Kamishina *et al.* 2019 / Placa paciente-específico.

*Evolução positiva do quadro neurológico; pré-op: pré-operatório; pós-op: pós-operatório.

* Evolução positiva do quadro neurológico; pré-op: pré-operatório; pós-op: pós-operatório.

** Não foram fornecidas informações para extração da informação, apenas mediana 1,9kg (variação 1,6-25,8kg).

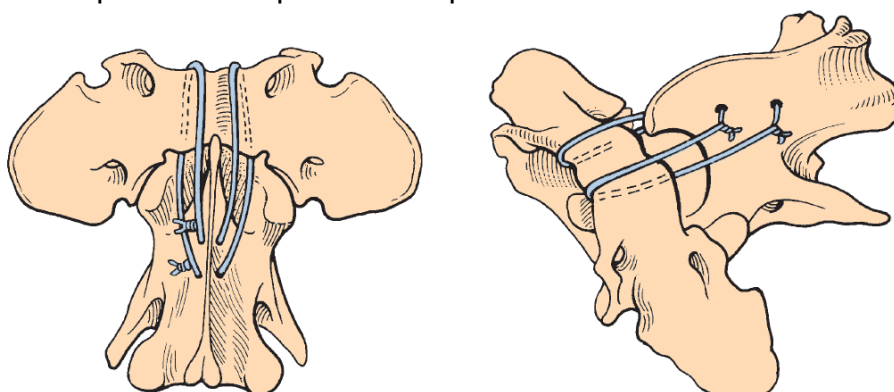
*** Os dois óbitos aparentemente não foram relacionados ao procedimento cirúrgico ou a AAA, mas na ausência de necropsia os autores consideraram como parte do resultado.

2.1.7.3. Técnicas de estabilização dorsal

Nas abordagens cirúrgicas pelo acesso dorsal, ocorre manipulação da musculatura e vértebras, tornando a técnica menos propensa a danos iatrogênicos às estruturas descritas no acesso ventral. As primeiras abordagens cirúrgicas para estabilização AA foram realizadas por acesso dorsal; no entanto, as técnicas ofereciam risco de lesão ao parênquima nervoso através de instrumentação pelo espaço peridural e deficiência em promover estabilidade adequada. Dessa maneira as abordagens desenvolvidas posteriormente buscaram a estabilização por meio da instrumentação, evitando a invasão desse espaço (Stalin *et al.*, 2015).

No primeiro relato de estabilização dorsal da articulação, foram utilizados fios de cerclagem, que eram transpassados pela asa do atlas e então pelo processo espinhoso do eixo, mas a técnica não foi considerada adequada, porém foi ponto inicial para desenvolvimento de outras soluções (Geary; Oliver; Hoerlein, 1967; Stalin *et al.*, 2015). Ainda no mesmo estudo outra técnica foi proposta, sendo o fio de cerclagem inserido no canal vertebral sob o arco dorsal do atlas, e então fixada ao processo espinhoso de C2 através de dois orifícios (Figura 16). Foram reportados riscos inerentes à passagem do fio, como lesão medular e parada cardíaca e ou respiratória, mas também falha do implante como rompimento do fio ou efeito *cheese-wiring*, onde o fio ortopédico corta o osso do processo espinhoso do eixo e arco dorsal do atlas, de maneira semelhante ao instrumento utilizado para cortar queijos (Stalin *et al.*, 2015). Posteriormente foi descrita uma técnica que utilizou o próprio ligamento nual para fixação também através do arco dorsal do atlas, embora oferecendo os mesmos riscos da passagem do ligamento pelo espaço peridural, apresenta a vantagem de utilização de material endógeno para fixação (Lecouteur *et al.*, 1980).

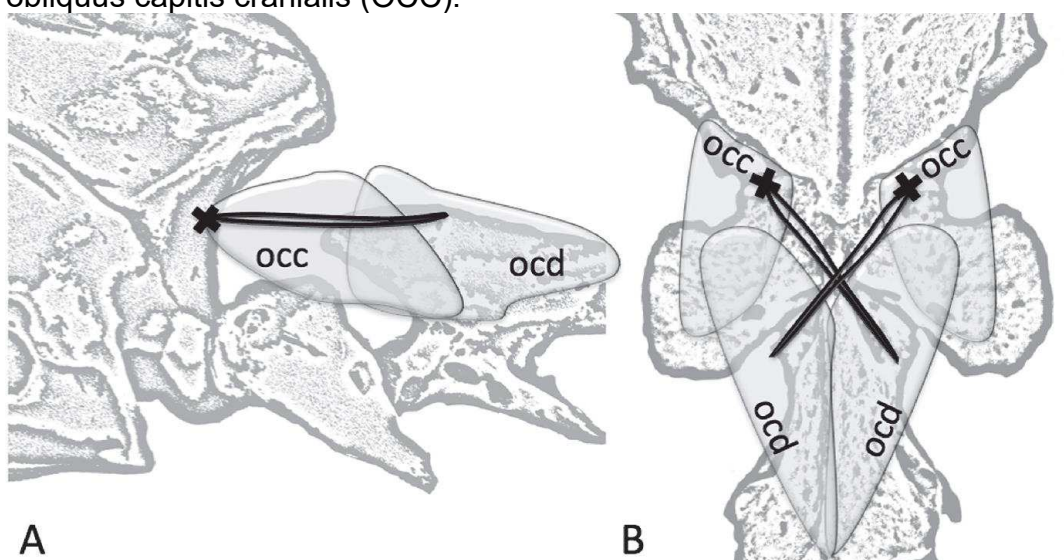
Figura 16 - Imagem ilustrando a passagem de fio de cerclagem pelo arco dorsal do atlas e por furos no processo espinhoso do eixo.



Fonte: Dewey e Fossum (2021).

Posteriormente, foram desenvolvidas técnicas que não utilizam a instrumentação através do canal vertebral. Uma delas utiliza materiais como fio de náilon nas inserções de alguns músculos (Figura 17), a fim de proporcionar alguma estabilização da articulação, sendo uma alternativa ao tratamento conservativo para animais com matriz óssea imatura (Masian *et al.*, 2013).

Figura 17 - Imagens ilustrativas (A) lateral e (B) dorsoventral demonstrando o procedimento cirúrgico de estabilização da articulação por meio de fios duplos de náilon. A utilização de suturas entre os músculos obliquus capitis caudalis (OCC) e obliquus capitis cranialis (OCC).

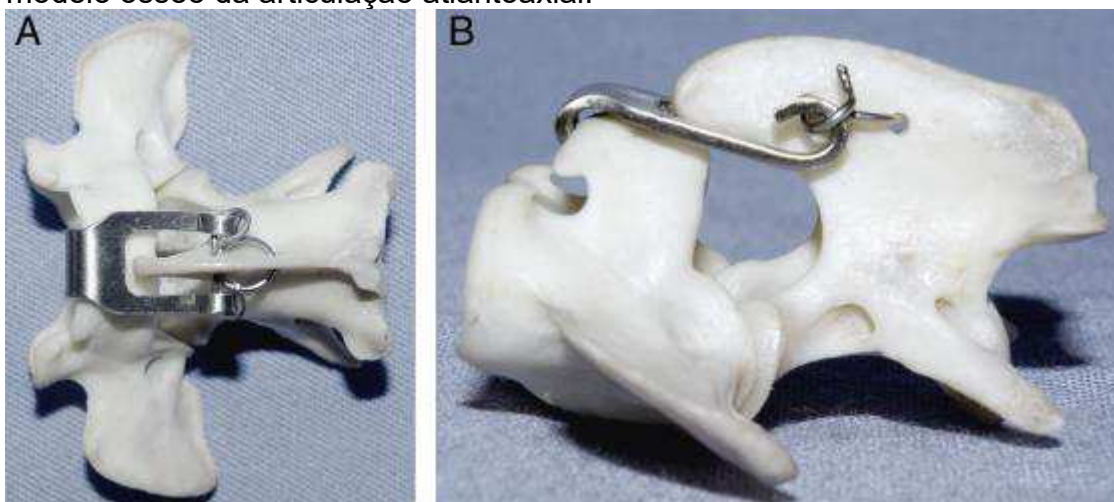


Fonte: Masian *et al.* (2013).

Outra técnica descrita foi a utilização de implante em formato de gancho, cujo princípio era criar uma banda de tensão, que se coapta ao aspecto mais cranial

do arco dorsal do atlas, sendo fixado ao processo espinhoso do eixo por meio de fios, sendo chamado de banda de tensão atlantoaxial de Kishigami (Figura 18). A técnica foi empregada em oito animais, sendo que cinco apresentaram evolução positiva do quadro neurológico, dois foram submetidos à eutanásia e um apresentou piora do quadro (Pujol *et al.*, 2010).

Figura 18 - Imagem ilustrativa da utilização da banda de tensão de Kishigami em modelo ósseo da articulação atlantoaxial.



Fonte: Pujol *et al.* (2010).

Um estudo realizado recentemente buscou utilizar construção similar à banda de Kishigami, porém utilizando um aparato moldado a partir de um fio de Kirschner, trazendo versatilidade à construção (Figura 19). O procedimento foi realizado em 10 animais, sendo que seis apresentavam a doença em virtude de causas congênitas e quatro por causas traumáticas. A reintervenção cirúrgica foi necessária em quatro animais. Quanto ao quadro neurológico, todos os animais apresentaram melhora; no entanto, em alguns casos a reintervenção cirúrgica foi necessária. Os resultados se mostraram similares com os anteriormente publicados por Pujol *et al.* (2010), sendo observado que o implante no aspecto mais rostral do atlas deve ser confeccionado afastando-se o máximo possível da linha sagital e, dessa maneira, aumentando a distância entre os apoios, com o objetivo de evitar a fratura do arco dorsal da vértebra (Kim; Lee; Kim, 2023).

Figura 19 - Imagens radiográficas pré-operatória de um paciente apresentando subluxação atlantoaxial (A). Imagens radiográficas pós-operatórias de paciente submetido à estabilização com fio de Kirschner dobrado, três anos após o procedimento cirúrgico, vista lateral (B e C).



Fonte: Kim, Lee e Kim (2023).

As técnicas de estabilização até então descritas, embora tenham menor risco de lesão iatrogênica à medula espinhal, apresentam média à baixa rigidez, não fornecendo condições adequadas para formação de tecido fibroso entre as vértebras afetadas, com ocorrência de falha da estabilização antes mesmo que isso fosse possível. Foram realizadas comparações entre as técnicas de acesso ventral e dorsal, e constatou-se que os índices de mortalidade e complicações são maiores pelo acesso dorsal; contudo, a comparação dos dados de maneira objetiva possui como fator complicador a falta de padronização entre os estudos, tais como acompanhamento pós-cirúrgico, grau neurológico apresentado anteriormente ao procedimento, idade e cronicidade da doença (Stalin *et al.*, 2015).

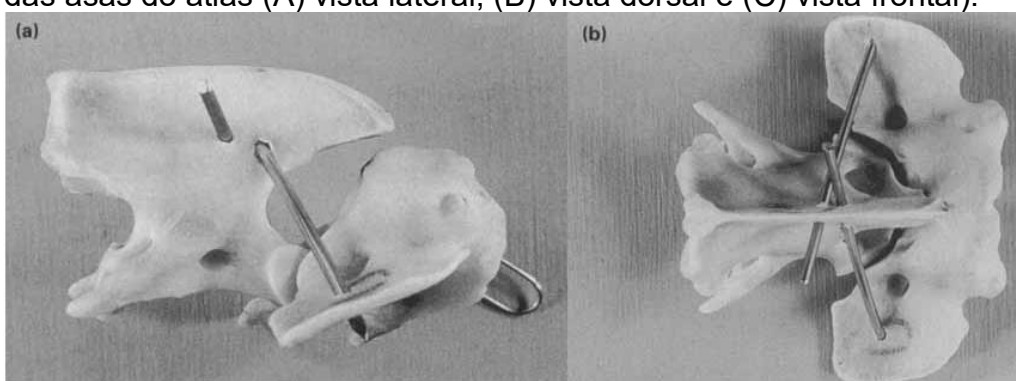
É importante ressaltar que os procedimentos de estabilização dorsal inicialmente se valiam de implantes que adentravam o canal vertebral, o que pode ocasionar lesão medular e óbito. As técnicas de estabilização dorsal dependem exclusivamente do implante, uma vez que não há compartilhamento de carga com a articulação fusionada, não só em virtude do fato de não ser realizada curetagem das faces articulares, mas também pela instabilidade que as técnicas oferecem (Slanina, 2016; Stalin *et al.*, 2015; Tabanez *et al.*, 2021).

Um estudo buscou compreender o comportamento biomecânico e realizar a comparação de quatro técnicas de estabilização, sendo duas ventrais e duas dorsais. As técnicas ventrais testadas foram a utilização de pinos transarticulares (Sorjonen; Shires, 1981), e a utilização dos mesmos pinos, mas com adição de cerclagem transarticular (Forterre *et al.*, 2023). Já as técnicas dorsais analisadas foram os fios de cerclagem que transpassam o espaço peridural (Geary; Oliver;

Hoerlein, 1967) e a utilização de banda de Kishigami modificada (Pujol *et al.*, 2010). Foi observado que o único método de estabilização que não foi capaz de promover redução na mobilidade da articulação foi a banda de Kishigami, sendo que todos os outros métodos de estabilização possuíam propriedades biomecânicas similares, porém a micro movimentação não foi avaliada (Progin *et al.*, 2021).

A dificuldade em promover a formação de tecido fibroso pode estar relacionada à presença de instabilidade vertebral. Foi realizada estabilização por acesso dorsal em um cão Yorkshire, com passagem de pinos direcionados do processo espinhoso do áxis às asas do atlas. O emprego de enxerto autógeno oriundo da cortical da asa do íleo foi adicionado entre o ápice cranial do processo espinhoso do áxis e o arco dorsal do atlas após curetagem destas estruturas; contudo, não foi avaliado se a técnica promoveu formação de tecido fibroso na região. O paciente apresentou melhora considerável do quadro neurológico. Anteriormente ao procedimento o paciente apresentava tetraparesia não deambulatória e dor severa em região cervical, sendo que após o procedimento recuperou a capacidade de locomoção com ataxia residual três meses após a cirurgia e manteve-se estável até seis meses depois do procedimento (Figura 20) (Jeffery, 1996).

Figura 20 - Imagens de modelo ósseo demonstrando a inserção de pinos cruzados, que transpassam o processo espinhoso do áxis e se direcionam para a porção caudal das asas do atlas (A) vista lateral, (B) vista dorsal e (C) vista frontal).

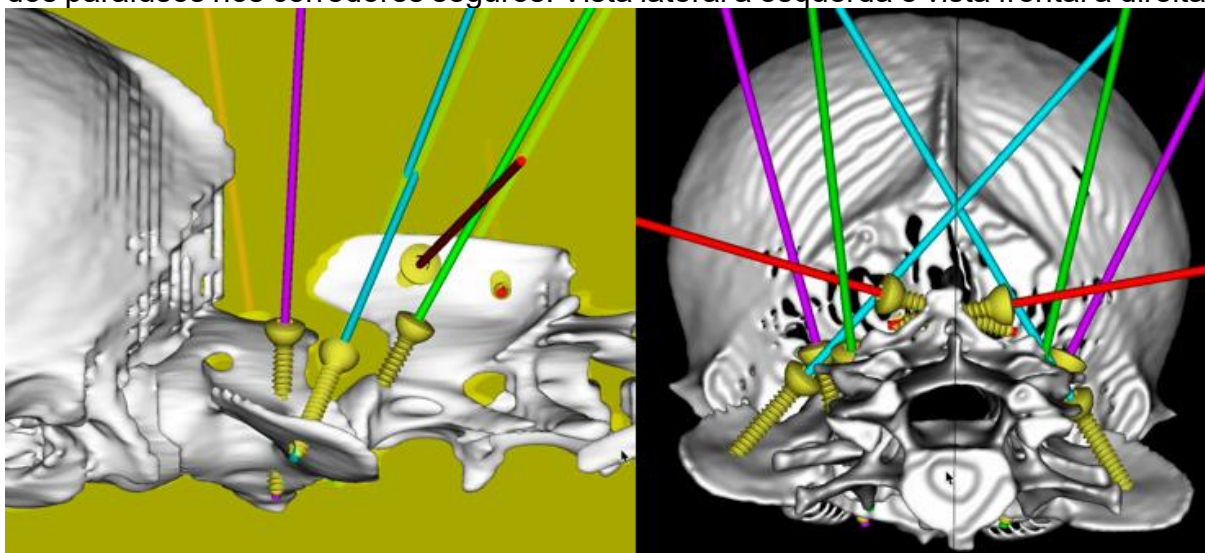


Fonte: Jeffery (1996).

Foi descrita uma técnica para a estabilização da articulação AA através de parafusos inseridos em corredores seguros, estipulados por recursos computacionais em 12 cães. (Figura 21). Após a inserção dos parafusos conforme figura 21, esses foram envolvidos por PMMA. Em um paciente que possuía malformações na articulação atlantooccipital, foi acrescentada malha de titânio para promover

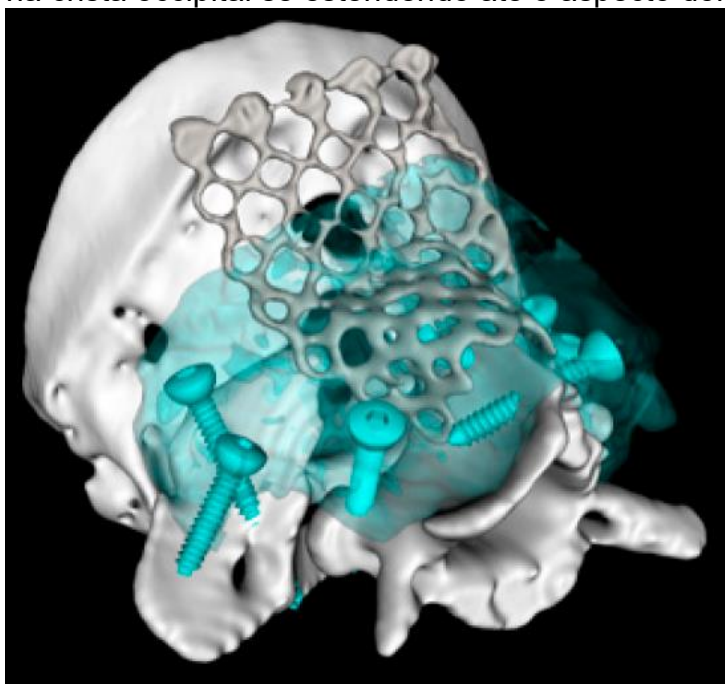
estabilidade à articulação (Figura 22). Em 10 casos, os orifícios foram realizados à mão livre, enquanto em dois casos através de guias de perfuração. Do total de 72 parafusos inseridos, 51 (70,8%) apresentaram colocação classificada como ótima, enquanto 17 (23,6%) subótimos e quatro como perigosos. Em todos os casos, o acompanhamento mínimo foi de 6 meses, sendo que os 12 cães apresentaram melhora da locomoção dentro desse período. Um caso apresentou falha do implante sendo atribuída por pouca cobertura de PMMA no parafuso inserido na massa lateral do eixo levando ao arrancamento do parafuso contralateral; contudo, o paciente apresentou melhora no quadro mesmo sem reintervenção cirúrgica. A avaliação da fusão entre as vértebras foi avaliada por TC no mínimo seis meses após o procedimento em 11 casos. Enxerto ósseo foi empregado em quatro pacientes. Dois pacientes apresentaram fusão significativa das vértebras, sendo que um deles não foi submetido à utilização do enxerto. Outros três casos apresentaram remodelamento parcial compatível com anquilose e desses em apenas um caso foi empregado enxerto (Tabanez *et al.*, 2021).

Figura 21 - Imagens demonstrativas do planejamento computacional para inserção dos parafusos nos corredores seguros. Vista lateral à esquerda e vista frontal à direita.



Fonte: Tabanez *et al.* (2021).

Figura 22 - Imagem ilustrando a utilização de malha de titânio. A malha é posicionada na crista occipital se estendendo até o aspecto dorsal do atlas.



Fonte: Tabanez *et al.* (2021).

A maior parte dos pacientes, principalmente de raças *toy*, acometidos pela doença, possui outras malformações craniocervicais, sendo que o procedimento cirúrgico pelo acesso dorsal possibilita a abordagem de estabilização da articulação atlantooccipital quando necessária (Cerde-Gonzalez; Dewey, 2010; Slanina, 2016). A utilização de recursos computacionais para a definição dos corredores seguros possibilita a instrumentação com maior assertividade e menor risco de dano iatrogênico, sendo possível dimensionamento mais robusto de pinos e parafusos (Tabanez *et al.*, 2021).

Como já mencionado anteriormente, a comparação direta entre as técnicas não é possível em virtude da falta de padronização entre os estudos. A técnica relatada por Denny, Gibbs e Waterman (1988), com utilização de fios de cerclagem adentrando o espaço peridural, mesmo com amostragem de apenas 13 pacientes apresentou taxa de mortalidade alta de 5/13 (38%) quando comparada às outras técnicas somadas 3/31 (9,7%), demonstrando benefícios ao se evitar técnicas que invadam o canal vertebral. A modificação da banda de tensão de Kishigami, a qual utilizou um fio de Kirschner moldado (Kim, Lee e Kim; 2023), apresentou um óbito quando comparada aos dois óbitos relatos por Pujol *et al.* (2010); entretanto, com a pequena amostragem não é possível inferir benefício claro comparando as duas

técnicas, mas pode ser uma alternativa utilizar apenas o fio de Kirschner como estabilização. A técnica descrita por Tabanez *et al.* (2021), realizada em 12 cães, não apresentou nenhum óbito e os pacientes não deambulatórios previamente ao procedimento recuperaram a capacidade de caminhar (Tabela 2).

Tabela 2 – Informações para comparação entre as técnicas dorsais abordadas no presente trabalho.

Estudo / Técnica Cirúrgica	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
N	13	1	8	12	10	15
Idade média (meses)		12	22	16	25	12
Peso médio (quilos)		2	3	5,5	3	1,3
Deambulatório (pré-op)		0	5	7	7	12
Não deambulatório (pré-op)		1	3	5	3	3
Acompanhamento mínimo (meses)		6	12	6	2	8
Deambulatório (pós-op)	8*	1	6	12	9	12**
Não deambulatório (pós-op)		0	0	0	0	**
Óbito (relacionado à afecção)	5	0	2	0	1	1
Utilização de recursos paciente-específico	N	N	N	S	N	N

Notas: (1) Denny; Gibbs; Waterman, 1988 / Estabilização com fio de cerclagem em espaço peridural; (2) Jeffery, 1996 / Pinos cruzados dorsais; (3) Pujol *et al.*, 2010 / Banda de tensão de Kishigami; (4) Tabanez *et al.*, 2021 / Parafusos estabilizados com PMMA; (5) Kim; Lee; Kim, 2023 / Fio de cerclagem como banda de tensão (sem invasão peridural); (6) Masian *et al.*, 2013 / Fios não absorvíveis através da inserção de músculos atlantooccipitais e atlantoaxiais.

*Evolução positiva do quadro neurológico; pré-op: pré-operatório; pós-op: pós-operatório.

** Dos 15 pacientes, quatro necessitaram um segundo procedimento sendo que dois foram submetidos à estabilização ventral com parafusos e PMMA.

2.2. IMPLANTE CIRÚRGICO PACIENTE-ESPECÍFICO PARA SLAA

2.2.1. Planejamento cirúrgico e projetos de guias e implantes paciente-específico

Com o avanço e popularização de exames de imagens avançadas em conjunto com técnicas e equipamentos de prototipagem rápida, o cirurgião ganhou ferramentas valiosas para diagnóstico, planejamento e execução de técnicas

cirúrgicas (Hespel, 2017). A visualização de modelos tridimensionais, que representam de fato a anatomia do paciente, e a possibilidade de confecção de modelos anatômicos, implantes e instrumentos, auxiliam tanto no melhor entendimento da afecção quanto na facilidade na execução das técnicas cirúrgicas. Quando o cirurgião analisa imagens bidimensionais (2D), independente da origem das imagens, é necessário que as projeções sejam compreendidas em modelo tridimensional, que existe apenas na mente do profissional; contudo, o paciente e a execução da técnica são tridimensionais (3D). Os modelos 3D auxiliam o cirurgião a visualizar detalhes complexos, sendo possível diagnósticos mais precisos, planejamento cirúrgico assertivo, mas também a possibilidade de construção de instrumentos dedicados ao paciente (Wong, 2016).

Atualmente podem ser obtidos modelos tridimensionais de maneira rápida, a partir de exames de imagem avançada como TC. Essas representações 3D ajudam o operador a compreender a morfologia da estrutura de maneira clara, bem como sua relação com outros componentes relacionados. As imagens 2D podem induzir o operador a erros de interpretação, uma vez que há sobreposição de estruturas projetadas na tela do computador ou papel (D'Amelio *et al.*, 2022; Wong, 2016). Dessa maneira, representações 3D são ferramentas poderosas no planejamento cirúrgico e na elaboração de projetos de implantes, minimizando assim a possibilidade de erros. Durante o processo de projeto, o modelo é utilizado como referência topográfica, seja para planejamento de passagem de pinos e parafusos, como obtenção de superfícies complexas.

O termo paciente-específico muitas vezes pode ser utilizado com sentido diferente do que essa pesquisa aborda. Quando o cirurgião analisa um caso, fará escolhas e decisões baseadas nesse caso, optando por abordagens e escolhas de implantes dedicados para esse paciente, o que semanticamente não deixa de ser abordagem paciente-específica. Na engenharia biomédica humana, o termo se refere ao desenvolvimento de modelos computacionais e físicos personalizados, que se valem de características físicas da anatomia específica desse paciente (Wong 2016).

Modelos tridimensionais podem ser reconstituídos pelo emprego da TC, Ultrassonografia 4D e RM. É importante notar que a qualidade do modelo 3D nunca será mais fidedigna que a imagem bruta sem tratamento de uma modalidade de exames de imagem. Os modelos obtidos na TC, por possuírem grande contraste entre

as estruturas, característica essa em virtude do método de aquisição baseado em densidades, são mais utilizadas na neurocirurgia e ortopedia pela ótima caracterização de estruturas ósseas (White; Chelule; Seedhom, 2008). A RM possui como vantagem o melhor delineamento de tecidos moles, o que pode ser útil na visualização de cartilagem e massas tumorais; no entanto, não são comuns cortes com espessura menores do que 1 a 2 mm, o que possui impacto negativo na reconstrução 3D e influência no tempo para obtenção das imagens. Dessa forma, a associação da RM com a TC pode ser útil em casos específicos (Wong, 2016). Um estudo analisou modelos obtidos através de RM e foi observado que, mesmo com modelos pequenos, os artefatos eram comuns com superfície áspera e descontinuada, quando comparados à modelos obtidos através da TC (Hespel, 2017; White; Chelule; Seedhom, 2008).

Os modelos advindos dos exames de imagens avançadas são constituídos apenas da superfície do objeto, sendo útil para finalidades onde a visualização é importante. Para projetos de componentes mecânicos, são necessárias outras operações para que esse modelo seja utilizável na obtenção de referências de intenção de projeto, como por exemplo, arestas, pontos e superfícies.

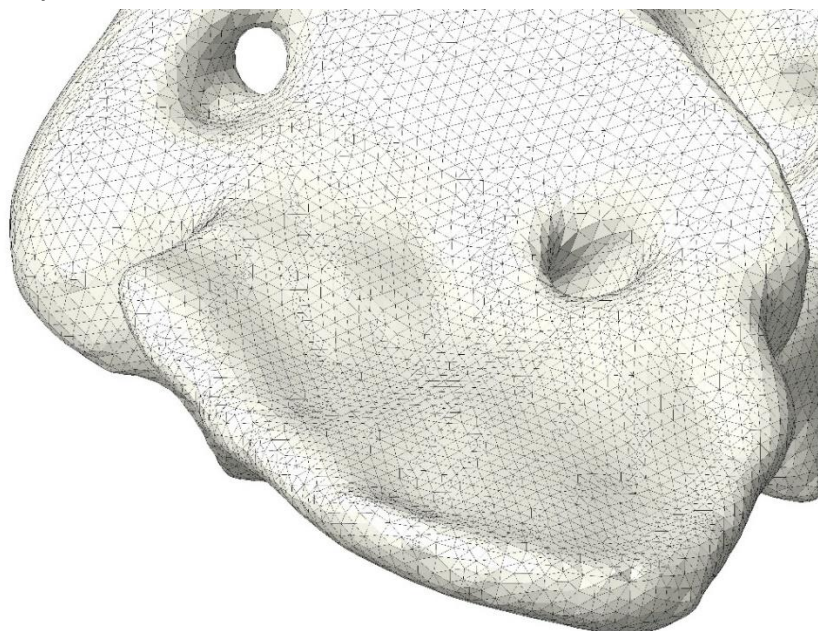
A qualidade da definição do modelo obtido pela TC, depende dos parâmetros de aquisição das imagens, sendo que a espessura das fatias é um dos parâmetros com maior influência na definição, embora alguns estudos relatem que a espessura de 2 mm seja adequada para essa finalidade (Barker; Earwaker; Lisle, 1994). Em outros estudos, foi demonstrado que a espessura de no mínimo 1 mm seria mais adequada (Hespel, 2017; White; Chelule; Seedhom, 2008; Wong, 2016), sendo essa também a apreciação do autor da presente revisão, especialmente quando estruturas pequenas são envolvidas.

Os dados não tratados são obtidos no padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), criado em 1983, com intuito de padronizar a comunicação de imagens digitais na medicina de maneira independente dos fabricantes de equipamentos. Interessante notar que DICOM não é apenas um formato de arquivo, mas sim todo um conjunto de regras que permite fácil troca de informações entre os aparelhos de diagnóstico e computadores, estabelecendo linguagem comum entre diferentes sistemas operacionais (Pianyk, 2012).

O arquivo DICOM deve ser importado para *softwares* de pós-processamento quando a finalidade não é apenas a visualização. De maneira resumida, o DICOM é a chave entre tecnologias de planejamento e manufatura de instrumentos paciente-específico (Trace *et al.*, 2016).

Muitos *softwares* estão disponíveis com diferentes funções e valores para utilização, sendo muitos deles sem custo. Após a importação, duas operações principais são realizadas: a configuração da densidade (*thresholding voxel intensity*) e a segmentação da topografia de interesse. Esses passos possuem como objetivo eliminar partes não desejadas do modelo. Exemplos de *softwares* disponíveis como Mimics, Materialise, Leuven, OsiriX, Bernex, Slicer, Invesalius e Radiant são capazes de realizar as operações básicas. Uma malha é gerada pelos *softwares*, sendo constituída de numerosos polígonos contíguos e contínuos, e a quantidade de polígonos irá refletir na qualidade da definição do modelo (Figura 23). A malha é exportada como uma extensão CAD (*Computer-Aided Design*) ou STL (*Surface Tessellation Language*) (Hespele, 2017; Wong, 2016). Alguns *softwares* para processamento de imagens acima citados, possuem recursos como criação de cilindros baseados em referências, o que pode ser útil no estudo de corredores seguros, mas o desenvolvimento de guias de furação complexos ou mesmo implantes e outros instrumentos necessitam de ferramentas específicas de CAD. Alguns *softwares* que podem ser utilizados para manipulação dos modelos, planejamento cirúrgico e projeto de instrumentos como 3-matic (Materialize, Leuven, Belgium), Windows 3D Builder (Microsoft, Redmond, WA, USA), Rhino TM (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA), ThinkerCAD TM (Autodesk, San Rafael, CA, USA), ou Meshmixer TM (Autodesk, SanRafael, CA) (D'Amelio *et al.* 2022). Na experiência do autor, outros *softwares* utilizados na engenharia, e mesmo não possuindo interface tão amigável, podem trazer funcionalidades adicionais, como o SolidWorks (3DS, França), SolidEdge (Siemens, Alemanha), Inventor (Autodesk, San Rafael, CA), CREO-Parametric (PTC, EUA, Boston) e até mesmo versões de código aberto como FreeCAD (FreeCAD Team). Alguns *softwares* trabalham com extensões diferentes do STL, no entanto, ao término do *design*, caso o destino do modelo seja algum método de manufatura aditiva, o arquivo deve então ser exportado nessa versão.

Figura 23 - Imagem de modelo tridimensional do atlas de um arquivo STL importado para o *software* CREO, no qual podem ser observados os polígonos que constituem a superfície do modelo.



Fonte: O próprio autor (2024).

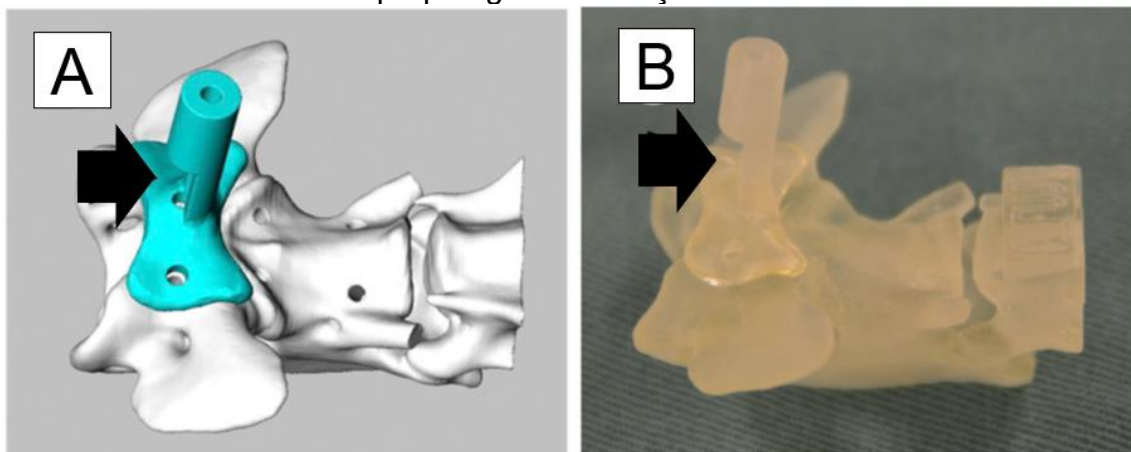
Os recursos computacionais anteriormente citados são ferramentas interessantes quando aplicadas em pacientes que necessitam de procedimentos na coluna vertebral, especialmente nas primeiras vertebra cervicais, nas quais a assertividade na inserção de parafusos e outros implantes não é facilmente alcançada, decorrente de corredores seguros estreitos e estoque ósseo diminuto. Tais implicações refletem na taxa variável de sucesso do procedimento de estabilização da AAA por abordagem ventral, de 47% a 92% e mortalidade de 4% a 30% (Yu *et al.*, 2022).

A técnica cirúrgica de estabilização da AAA por abordagem ventral, para implantação de parafusos bicorticais através de guias de furação paciente-específico, foi comparada com grupo controle, no qual os parafusos foram colocados à mão livre. O estudo foi realizado em cadáveres, onde o exame de TC foi realizado antes e após o procedimento. Foi observado que no grupo no qual as inserções foram realizadas através de guia de furação, 92% (33/36) delas não penetraram o canal vertebral, enquanto no grupo controle 56% (20/36) adentraram o canal (Yu *et al.*, 2022).

Em outro estudo, foi analisado a utilização de guias de furação paciente-específico *in vivo*, sendo então utilizados parafusos e PMMA. Doze animais foram submetidos ao procedimento. Os autores relataram que a instrumentação foi facilitada com a utilização dos guias de perfuração, o que refletiu no correto posicionamento dos parafusos, onde 93% (57/61) dos implantes foram inseridos e não se exteriorizaram ao corredor seguro previamente definido. Quanto ao acompanhamento pós-operatório, dois animais foram submetidos a eutanásia. Um deles apresentando paralisia laríngea e colapso de traqueia e consequente cianose, enquanto o outro apresentou vômitos e anorexia, suspeitando-se de pancreatite, mas sem diagnóstico definitivo. Os dez animais restantes apresentaram evolução positiva quanto ao quadro neurológico. (Toni; Oxley; Behr, 2020). Em 18 cães foi realizada a estabilização ventral da AA, utilizando-se guias de furação (figura 24), no entanto, ao contrário dos estudos já citados, nos quais a estabilização foi realizada com PMMA, a articulação recebeu uma placa de titânio projetada e manufaturada para cada paciente (Figura 25). Dos 18 animais tratados, 15 (83,3%) apresentaram melhora do quadro neurológico, sendo que em cinco casos houve afrouxamento de parafusos no atlas e em um caso no eixo, sem ocorrer piora no quadro. Os parafusos afrouxados no eixo ocasionaram deslocamento da placa, sendo a falha atribuída à interface placa/parafuso (Kamishina *et al.*, 2019).

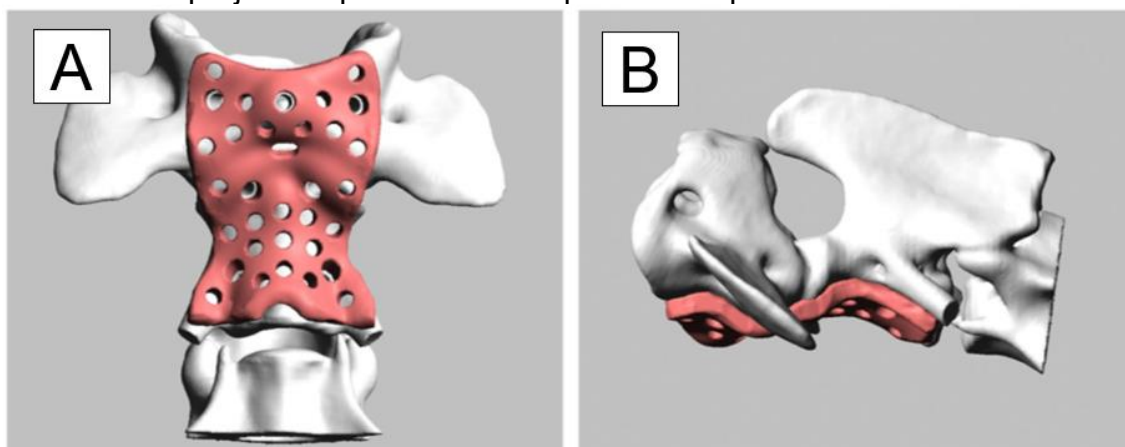
A utilização de guias de furação pode influenciar positivamente nas perfurações e colocação de pinos e parafusos, minimizando os riscos iatrogênicos a estruturas vitais, além de melhor aproveitamento do estoque ósseo, aumentando assim a estabilidade mecânica, benefícios esses que são de grande valia nos procedimentos cirúrgicos envolvendo a AAA. Algumas complicações relatadas, como paralisia laríngea e colapso de traqueia já foram observadas anteriormente (Slanina, 2016) e podem estar relacionadas à estabilização ventral.

Figura 24 - (A) imagem gerada em *software* de modelamento, mostrando a guia de furação para o atlas. (B) peças impressas em acrílico para teste de coaptação do guia de furação. Seta preta em ambas as imagens mostrando o ponto de visualização para a broca em uma fenda da própria guia de furação.



Fonte: Kamishina *et al.* (2019).

Figura 25 - Imagem gerada em *software* de modelamento demonstrando a luxação já reduzida e o projeto da placa de titânio paciente-específica.



Fonte: Kamishina *et al.* (2019).

A definição dos corredores seguros para instrumentação de parafusos e pinos na neurocirurgia pode ser desafiador em vários procedimentos. Há estudos realizados tanto em cadáveres quanto por meio de recursos computacionais para definir os pontos para inserção e angulações dos implantes em diferentes vértebras. Mesmo em posse desses dados, a presença de variações anatômicas, o mal posicionamento do paciente, tamanho, e a falta de exatidão na inserção dos implantes à mão livre pelo cirurgião, podem ocasionar desvios e consequentes danos iatrogênicos. Quando comparadas as técnicas que utilizaram guias de furação, os resultados se mostraram compatíveis a outros estudos (Tabelas 1 e 2) nos quais as

perfurações foram realizadas à mão livre. No entanto, a habilidade e experiência do cirurgião provavelmente possuem grande influência no resultado do procedimento, o que talvez com as guias de furação favoreça a instrumentação, diminuindo essa interferência. O projeto individualizado de guias de perfuração e implantes pode ter benefícios também frente às variações anatômicas, uma vez que são estabelecidos no planejamento da cirurgia. Implantes desenvolvidos para aplicação dorsal com furações realizadas através de guias de perfuração e rigidez adequada podem ser opção na instrumentação da AAA, oferecendo menor risco na realização da técnica, tanto pelo acesso com estruturas menos vitais, como facilitando a colocação dos implantes com segurança.

2.2.2. Manufatura de instrumentos e implantes paciente-específico

A utilização de recursos computacionais para criação de modelos gráficos 3D apresenta cada vez mais relevância na neurocirurgia e na ortopedia. Tais recursos podem ser válidos não só para análise e planejamento, mas também para a confecção de peças reais, que são desenvolvidas com base em exames de imagem avançado que se adequem à morfologia real do paciente. As tecnologias baseadas em análise de elementos finitos tornaram possível a execução de análises físicas por meios computacionais, sendo possível compreender o comportamento mecânico do projeto e dessa forma minimizar ou eliminar a necessidade de protótipos para servirem como corpos de prova em ensaios mecânicos.

Os métodos construtivos baseados em informações computacionais normalmente utilizam da subtração ou adição de material para obtenção do objeto. Os métodos de subtração ou usinagem são amplamente utilizados pela indústria de manufatura dos mais diversos componentes. Para realização da usinagem, o arquivo proveniente dos exames de imagem deve ser processado e importado em *software* CAD. O desenvolvimento dos componentes pode assim utilizar referências do modelo importado com a morfologia do paciente (Alikhasi *et al.*, 2018; Hespel, 2017).

O modelo a ser manufaturado necessita ser trabalhado por *software* de CAM (*Computer-Aided Manufacture*), no qual será convertido em esquema vetorial com os caminhos e velocidades que as ferramentas deverão percorrer durante o processo de manufatura. O material usinado, as ferramentas empregadas e o

acabamento pretendido, dentre todos os detalhes inerentes à usinagem em si, são configurados no programa. Módulos de CAM muitas vezes são nativos e integrados a alguns *softwares* de CAD, mas também podem ser obtidos individualmente. O termo CAD/CAM foi amplamente utilizado pela indústria e possui forte enraizamento no vocabulário dos usuários da tecnologia, mas após o advento da manufatura aditiva há a necessidade de desarticulação do termo, uma vez que os *softwares* que preparam o modelo para impressão 3D também podem ser considerados CAM (Alikhasi *et al.*, 2018; Buduru *et al.*, 2019).

O equipamento utilizado para a manufatura do objeto usualmente é um centro de usinagem CNC (Comando Numérico Computadorizado), no qual diversas ferramentas rotativas irão desbastar um bloco de material até a obtenção do objeto. Na medicina veterinária as limitações do processo na aplicação prática recaem sobre a disponibilidade do equipamento para construção das peças em tempo hábil e custo, além de limitações construtivas, uma vez que muitas vezes as peças possuem pequenos detalhes onde a ferramenta tem dificuldade em realizar o desbaste de maneira adequada.

A manufatura aditiva, também conhecida como impressão 3D ou prototipagem rápida, cria objetos pela fusão ou deposição de materiais como plástico, metais, cerâmica, pós, líquidos ou até mesmo células. Uma analogia válida para compreensão tais técnicas seria a de uma impressora convencional, no qual o cabeçote percorre o eixo (X) depositando tinta na folha de papel, enquanto o papel por sua vez avança em outro eixo (Y) e dessa maneira cria impressão em dois eixos, ou seja, bidimensional. Na impressora 3D um eixo é adicionado referente à altura (eixo Z), enquanto o próprio cabeçote da impressora corre nos eixos X e Y (Hespel, 2017; Ventola, 2014). A tecnologia, embora tenha sido criada em 1980 por Charles Hull, popularizou-se muito nas últimas duas décadas, com impressoras cada vez mais acessíveis e *softwares* cada vez mais amigáveis, sendo que inicialmente utilizadas para prototipagem industrial, hoje é utilizada até mesmo para fins recreativos (Sun; Wong; Yeong, 2023; Ventola, 2014). A utilização da tecnologia pelos médicos cirurgiões inclui desde planejamento pré-operatório, treinamento, desenvolvimento de implantes e instrumentos. A impressão 3D pode auxiliar o profissional a ter mais segurança tanto no diagnóstico quanto na abordagem e tratamento, principalmente em doenças e anatomia de afecções complexas (Sun; Wong; Yeong, 2023; Wong,

2016).

Existem vários métodos de impressão 3D, cada um com suas vantagens e desvantagens. Na área médica três métodos são mais comumente utilizados, sendo eles: *Selective laser sintering* (SLS), *Thermal Inkjet* (TIJ) e *Fused Deposition Modeling* (FDM). A impressora SLS utiliza *laser* que atua em substrato constituído de pó. Uma camada de pó é depositada e então fundida pelo *laser*, sendo que o objeto é formado por meio de sucessivas camadas. Esse método é utilizado para a criação de objetos metálicos, plásticos e cerâmicos. A precisão do *laser* somada à deposição de camadas pouco espessas, torna possível a criação de estruturas delicadas e detalhadas (Ventola, 2014). As impressoras do tipo TIJ são promissoras não só para impressão de peças com finalidade mecânica, mas também na impressão de tecidos e medicina regenerativa. Uma gotícula ínfima é formada e depositada variando de 10 a 150 picolitros, atribuindo precisão e inúmeras possibilidades para essa técnica de manufatura. Impressoras FDM são as mais comuns e com baixo custo de aquisição e manutenção. Ao contrário da impressora TIJ que utiliza grande variedade de materiais, as FDM utilizam alguma variedade de polímeros. Quando o material é aquecido ele é depositado camada a camada, que somadas formam o objeto (Cui *et al.*, 2012; Ventola, 2014; Wong, 2016). Embora tenham sido citados os três métodos de adição mais utilizados, existem mais de 20 técnicas de adição disponíveis no mercado. De maneira geral, a impressora possui cabeçote que deposita material camada a camada, que são fundidas entre elas e depositadas de baixo para cima (Larosa *et. al.*, 2014).

As vantagens, como a elaboração de peças customizadas e específicas para cada paciente, com velocidade razoável de produção, tornam a tecnologia de manufatura aditiva um recurso poderoso na ortopedia e neurocirurgia como ferramenta educacional, de planejamento, diagnóstico, instrumentos entre outras. No entanto, capacidade de resistência mecânica e biocompatibilidade são encontradas apenas em algumas tecnologias, o que restringe a utilização para produção de implantes. Doenças que se relacionam a fatores biomecânicos, sejam do esqueleto axial ou apendicular, podem se valer dos recursos oferecidos por algumas técnicas de manufatura aditiva que utilizam materiais com boa capacidade mecânica e compatibilidade para ser utilizado como endopróteses.

2.2.2.1. Método de análise por elementos finitos na medicina

A análise de elementos finitos (AEF) é uma ferramenta amplamente utilizada em desenvolvimento industrial e pesquisa. Funciona decompondo modelos complexos em um número finito de unidades e nós, que interconectados formam uma malha, que é submetida a interações físicas ou condições de contorno (Wang; Wu, 2023).

A AEF amplia as possibilidades de exploração de modelos tridimensionais, pois torna possível prever como diferentes materiais e detalhes estruturais vão responder a diversas interações (Welch-Phillips *et al.*, 2020). A tecnologia foi desenvolvida para aplicações na engenharia civil e indústria aeronáutica ao longo das décadas de 1940 e 1950 (Naoum *et al.*, 2021; Welch-Phillips *et al.*, 2020). A popularização de *softwares* de modelagem e análise de engenharia ampliaram a utilização da tecnologia em diversas áreas. Na medicina, o recurso pode ser utilizado para análise mecânica na apresentação de algumas doenças, desenvolvimento de implantes e métodos cirúrgicos, além de processos fisiológicos. A possibilidade de realização de estudos computacionais sem a utilização de animais ou pacientes humanos é uma das principais vantagens do uso da tecnologia na medicina (Lu; Yang; Wang, 2019).

Os modelos computacionais de análises de elementos finitos podem aprimorar estudos clínicos, uma vez que os custos para a experimentação são mínimos, permitindo explorar alternativas de *design* que poderiam não ser testadas por métodos tradicionais. No entanto, os resultados da simulação devem sempre ser analisados com cautela, sendo interpretados em conjunto com a definição das condições de contorno as quais a simulação foi desenvolvida. (Naoum *et al.*, 2021; Parashar; Sharma, 2016). A metodologia pode simular diferentes condições físicas de maneira precisa, mas vale ressaltar que análises complexas, com muitos componentes que interagem simultaneamente são evitadas, preconizando individualizar as interações para mitigar erros e reduzir o tempo de processamento (Lu; Yang; Wang, 2019; Novak; Dolsák, 2008).

Para o desenvolvimento de implantes auxiliados por AEF, inicialmente o desenvolvimento do modelo deve ser obtido através de um *software* de CAD e exportado para o *software* que efetuará a AEF, e assim inicia-se o ciclo de

desenvolvimento, onde caso o modelo proposto falhe ou apresente características críticas, o projeto é modificado com base nos resultados da AEF e analisado novamente. O ciclo é repetido até que o projeto atinja níveis satisfatórios para aprovação da proposta (Figura 26) (Novak; Dolsák, 2008).

Figura 26 - Fluxograma demonstrando a interação de como análises estruturais integram o desenvolvimento do projeto.



Fonte: Adaptado de Novak e Dolsák (2008).

No desenvolvimento de implantes, a AEF permite simular diferentes situações clínicas, materiais e *design* de maneira rápida, demandando apenas recursos computacionais. A possibilidade de substituição de modelos experimentais orgânicos favorece sua utilização e diminui o tempo na validação de características mecânicas, tornando o projeto final mais próximo do adequado quando de fato manufaturado (Welch-Phillips *et al.*, 2020). Essa menor demanda de tempo e recursos alinha a utilização da tecnologia no desenvolvimento de implantes paciente-específico.

2.2.2.2. Manufatura aditiva por *Direct metal laser sintering* (DMLS)

A técnica de fabricação conhecida como DMLS, possui como vantagem a possibilidade de utilizar metais em pó como matéria a ser depositada, sem a necessidade de pós-cura ou outros aglutinantes. O Instituto Nacional de Biofabricação INCT-BIOFABRIS, localizado na Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), utiliza o sistema de DMLS EOSINT M270. O pó metálico é depositado através de sistema de *laser* infravermelho em câmara com ambiente inerte e controlado termicamente. O *laser* aquece o material metálico em pó que atinge a temperatura e funde-se ao material anteriormente depositado na camada anterior e o implante é construído camada a camada por deposição do material (Ciocca *et al.*, 2011; Jardini *et al.*, 2014).

O titânio e suas ligas possuem boa resistência mecânica, tenacidade e resistência à degradação por corrosão e, por isso, são o material mais utilizado em aplicações temporárias ou permanentes como endopróteses em humanos (Jardini *et al.*, 2014). Os implantes tendem a falhar devido a comprometimento mecânico, desgaste e corrosão. A combinação desses parâmetros tende a acelerar o processo de falha. A degradação de implantes metálicos pela corrosão não impacta somente na estrutura do implante, mas compromete outras estruturas devido aos detritos que possam transitar pela corrente sanguínea, ou mesmo reações alérgicas e inflamatórias ou infecção (Terada *et al.*, 2007). O titânio possui boa resistência à corrosão e mecânica, se mostrando ótima opção para biocompatibilidade, sendo também amplamente utilizado na veterinária com a mesma finalidade.

Materiais utilizados como implantes médicos em humanos devem seguir

normas quanto à composição e propriedades mecânicas, sendo a ASTM F136, ASTM 1798 e ASTM 1800 exemplos de padronizações. Entre as ligas de titânio, a mais utilizada na manufatura de implantes é a Ti6Al4V, sendo essa contemplada pelas normas acima citadas (Larosa *et al.*, 2014; Ramoso *et al.*, 2010).

Modelos físicos, obtidos pela manufatura aditiva, são opção para planejamento de tratamentos cirúrgicos complexos, treinamento, simulação de procedimentos cirúrgicos, diagnóstico, projeto e fabricação de implantes e instrumentos médicos. A fabricação de modelos paciente-específicos atende a características morfológicas individuais do paciente. A obtenção de imagens e modelos digitais das ferramentas de diagnóstico por imagem pode ser opção muito vantajosa para análise biomédicas e ser o ponto de partida para projeto e desenvolvimento de soluções personalizadas, o que pode reduzir o tempo dos procedimentos e melhorar os resultados das abordagens. A AEF alinhada a essas tecnologias, possibilita a simulação de características mecânicas do modelo proposto de maneira rápida e barata, tornando possível a obtenção de soluções mais seguras e em tempo hábil.

Com base no exposto e nessas vantagens, o objetivo do estudo foi desenvolver um implante para a estabilização da AAA, que possa ser aplicado por acesso dorsal, e que possa também ser utilizado como guia de perfuração. O implante deve apresentar características mecânicas adequadas na AEF.

3. REFERÊNCIAS

AIKAWA, T.; SHIBATA, M.; FUJITA, H. Modified ventral stabilization using positively threaded profile pins and polymethylmethacrylate for atlantoaxial instability in 49 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 42, n. 6, p. 683-692, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2013.12016.x>.

ALIKHASI, M.; ROHANIAN, A.; GHODSI, S.; KOLDE, AM. Digital versus conventional techniques for pattern fabrication of implant-supported frameworks. **European Journal of Dentistry**, v. 12, n. 1, p. 71-76, 2018. DOI: https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_314_17.

BARKER, T. M.; EARWAKER, W. J.; LISLE, D. A. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. **Australasian Radiology**, v. 38, n. 2, p. 106-111, 1994. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1440-1673.1994.tb00146.x>.

BEAVER, D. P.; ELLISON, G. W.; LEWIS, D. D.; GORING, R. L.; KUBILIS, P. S.; BARCHARD, C. Risk factors affecting the outcome of surgery for atlantoaxial subluxation in dogs: 46 cases (1978-1998). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 216, n. 7, p. 1104-1109, 2000. DOI: <https://doi.org/10.2460/javma.2000.216.1104>.

BENZEL, E. C. (ed.). **Biomechanics of spine stabilization**. New York: Thieme, 1995.

BRAY, K Y., PLATT, S.R., KENT, M., OLBY, N.J., EARLY, P.J., MARIANI, C.L., MUÑANA, K. R.; HOLMES, S. P. Magnetic resonance imaging characteristics of atlanto-axial subluxation in 42 dogs: Analysis of joint cavity size, subluxation distance, and craniocervical junction anomalies. **Open Veterinary Journal**, v. 13, n. 9, p.1091-1098, 2023. DOI: <https://doi.org/10.5455/OVJ.2023.v13.i9.4>.

BUDURU, S.; CULIC, B.; TALMACEANU, D.; PAL, A. A comparative study of the accuracy of five CAD-CAM systems. **Medicine and Pharmacy Reports**, v. 92, n. 2, p. 185-191, 2019. DOI: <https://doi.org/10.15386/cjmed-1131>.

CERDA-GONZALEZ, S.; BIBI, K. F.; GIFFORD, A. T.; MUDRAK, E. L.; SCRIVANI, P. V. Magnetic resonance imaging-based measures of atlas position: Relationship to canine atlantooccipital overlapping, syringomyelia and clinical signs. **Veterinary Journal**, v. 209, p. 133-138, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2016.01.008>.

CERDA-GONZALEZ, S.; DEWEY, C. W. Congenital diseases of the craniocervical junction in the dog. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 40, n. 1, p. 121-141, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2009.10.001>.

CHO, S.; SHLOBIN, N. A.; DAHDALEH, N. S. Os odontoideum: A comprehensive review. **Journal of Craniovertebral Junction & Spine**, v. 13, p. 256-264, 2022.

CIOCCA, L.; FANTINI, M.; DE CRESCENZIO, F.; CORINALDESI, G.; SCOTTI, R. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 49, n. 11, p. 1347-1352, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0813-4>.

CUI, X.; BOLAND, T.; D'LIMA, D. D.; LOTZ, M. K. Thermal inkjet printing in tissue engineering and regenerative medicine. **Recent Patents on Drug Delivery & Formulation**, v. 6, n. 2, p. 149-155, 2012. DOI: <https://doi.org/10.2174/187221112800672949>.

CUMMINGS, K. R.; GROSSO, F. V.; MOORE, G. E.; ROCHAT, M.; THOMOVSKY, S. A.; BENTLEY, R. T. Objective measurements of the atlantoaxial joint on radiographs performed without flexion can increase the confidence of diagnosis of atlantoaxial instability in toy breed dogs. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 59, n. 6, p. 667-676, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1111/vru.12668>

D'AMELIO, A.; Van LIESHOUT, E. M. M.; WAKKER, A. M.; VERHOFSTAD, M. H. J.; Van VLEDDER, M. G. 3D-printed patient specific instruments for corrective osteotomies of the lower extremity. **Injury**, v. 53 Suppl. 3, p. S53-S58, 2022. DOI: [10.1016/j.injury.2022.08.069](https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.08.069).

DENNY, H. R.; GIBBS, C.; WATERMAN, A. Atlanto-axial subluxation in the dog: a review of thirty cases and an evaluation of treatment by lag screw fixation. **The Journal of Small Animal Practice**, v. 29, n. 1, p. 37-47, 1988. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1988.tb02262.x>.

DEWEY, C. W.; DA COSTA, R. C. Myelopathies: disorders of the spinal cord. *In*: DEWEY, C. W.; DA COSTA, R. C. (ed.). **Practical guide to canine and feline neurology**. 3rd ed. Ames (IA): Wiley-Blackwell, 2016. p. 329-405.

DEWEY, C. W.; FOSSUM, T. W. Cirurgia da Coluna Cervical. *In*: FOSSUM, T. W. **Cirurgia de pequenos animais**. 5. ed. Rio de Janeiro: GEN Guanabara Koogan, 2021. cap. 40, p. 1365-1387.

DICKOMEIT, M.; ALVES, L.; PEKARKOVA, M.; GORGAS, D.; FORTERRE, F. Use of a 1.5 mm butterfly locking plate for stabilization of atlantoaxial pathology in three toy breed dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 3, p. 246-251, 2011. DOI: <https://doi.org/10.3415/VCOT-10-07-0114>.

ERBENGI, A.; OGE, H. K. Congenital malformations of the craniovertebral junction: classification and surgical treatment. **Acta Neurochirurgica (Wien)**, v. 127, n. 3-4, p. 180-5, 1994. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF01808763>.

EVANS, H. E.; DE LAHUNTA, A. **Miller's anatomy of the dog**. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2012.

FESTUGATTO, R.; MAZZANTI, A.; RAISER, A. G.; PELIZZARI, C.; BECKMANN, D. V.; SILVA, F. S. B.; SANTOS, R. R.; DAKIR, P. Modificação da técnica de abordagem ventral à articulação atlantoaxial sem a secção do músculo esternotireóideo. **Ciência Rural**, v. 39, n. 4, p. 1239-1242, 2009.

FORTERRE, F.; PRECHT, C.; RIEDINGER, B.; BÜRKI, A. Biomechanical properties of the atlantoaxial joint with naturally occurring instability in a toy breed dog. A comparative descriptive cadaveric study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 28, n. 5, p. 355-358, 2015. DOI: 10.3415/VCOT-15-01-0005.

FORTERRE, F.; ZORGEVICA-POCKEVICA, L.; PRECHT, C.; HAENSSGEN, K.; STEIN, V.; DÜVER, P. Clinical evaluation of a new surgical augmentation technique for transarticular atlantoaxial fixation for treatment of atlantoaxial instability. **Animals (Basel)**, v. 13, n. 11, p. 1780, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3390/ani13111780>.

GEARY, J. C.; OLIVER, J. E.; HOERLEINS, B. F. Atlanto Axial Subluxation in the Canine. **Journal of Small Animal Practice**, v. 8, p. 577-582, 1967.

HAVIG, M. E.; CORNELL, K. K.; HAWTHORNE, J. C.; McDONNELL, J. J.; SELCER, B. A. Evaluation of nonsurgical treatment of atlantoaxial subluxation in dogs: 19 cases (1992-2001). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 227, n. 2, p. 257-262, 2005. DOI: <https://doi.org/10.2460/javma.2005.227.257>.

HESPEL, A. M. Three-dimensional printing role in neurologic disease. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 48, n. 1, p. 221-229, 2017. DOI: 10.1016/j.cvsm.2017.08.013.

JAGGY, A.; HUTTO, V. L.; ROBERTS R. E.; OLIVER, J. E. Occipitoatlantoaxial malformation with atlantoaxial subluxation in a cat. **Journal of Small Animal Practice**, v. 32, p. 366-372, 1991. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1991.tb00953.x>.

JARDINI, A. L.; LAROSA, M. A.; MACIEL FILHO, R.; ZAVAGLIA, C. A.; BERNARDES, L. F.; LAMBERT, C. S.; CALDERONI, D. R.; KHARMANDAYAN, P. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 8, p. 1877-1884, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2014.07.006>.

JEFFERY, N. D. Dorsal cross pinning of the atlantoaxial joint: new surgical technique for atlantoaxial subluxation. **Journal of Small Animal Practice**, v. 37, n. 1, p. 26-29, 1996. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1996.tb01930.x>.

JESEREVICS, J.; SRENK, P.; BERANEKL, J.; JAGGY, A.; TOURU, S.; CIZINAUSKAS, S. Stabilization of atlantoaxial subluxation in the dog through ventral arthrodesis. **Schweizer Archiv für Tierheilkunde**, v. 150, n. 2, p. 69-76, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1024/0036-7281.150.2.69>.

KAMISHINA, H.; SUGAWARA, T.; NAKATA, K.; NISHIDA, H.; YADA, N.; FUJIOKA, T.; NAGATA, Y.; DOI, A.; KONNO, N.; UCHIDA, F.; MAEDA, S. Clinical application of 3D printing technology to the surgical treatment of atlantoaxial subluxation in small breed dogs. **PLoS One**, v. 14, n. 5, p. e0216445, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216445>.

KIM, D.; LEE, S.; KIM, G. Application of a Modified Dorsal Wiring Method in Toy Breed Dogs with Atlantoaxial Subluxation. **In Vivo**, v. 37, n. 1, p. 247-251, 2023. DOI: <https://doi.org/10.21873/invivo.13074>.

KIM, H. J. Cervical spine anomalies in children and adolescents. **Current Opinion in Pediatrics**, v. 25, n. 1, p. 72-77, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1097/MOP.0b013e32835bd4cf>.

LAIHO, K.; SOINI, I.; KAUTIAINEN, H.; KAUPPI, M. Can we rely on magnetic resonance imaging when evaluating unstable atlantoaxial subluxation? **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 62, n. 3, p. 254-256, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1136/ard.62.3.254>.

LAROSA, M. A.; JARDINI, A. L.; ZAVAGLIA C. A. C.; KHARMANDAYAN, P.; CALDERONI, D. R.; MACIEL FILHO, R. Microstructural and mechanical characterization of a custom-built implant manufactured in titanium alloy by direct metal laser sintering. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 6, p. 1-8, 2014. ID945819. DOI: <https://doi.org/10.1155/2014/945819>.

LEBLOND, G.; GAITERO, L.; MOENS, N. M. M.; ZUR LINDEN, A.; JAMES, F. M. K.; MONTEITH, G. J.; RUNCIMAN, J. Computed tomographic analysis of ventral atlantoaxial optimal safe implantation corridors in 27 dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 30, n. 6, p. 413-423, 2017. DOI: <https://doi.org/10.3415/VCOT-17-03-0046>.

LEBLOND, G.; MOENS, N. M. M.; GAITERO, L.; Zur LINDEN, A.; JAMES, F. M. K.; MONTEITH, G.; RUNCIMAN, R. J. Computed Tomography and Biomechanical Comparison between Trans-Articular Screw Fixation and 2 Polymethylmethacrylate Cemented Constructs for Ventral Atlantoaxial Stabilization. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 31, n. 5, p. 344-355, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0038-1661397>.

LECOUTEUR, R.; MCKEOWN, D.; JOHNSON, J.; EGER, C. E. Stabilization of atlantoaxial subluxation in the dog, using the nuchal ligament. **The Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 177, n. 10, p. 1011-1017, 1980.

LEVINE, D. N. The pathogenesis of syringomyelia associated with lesions at the foramen magnum: a critical review of existing theories and proposal of a new hypothesis. **Journal of Neurology Science**, v. 220, n. 1-2, p. 3-21, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jns.2004.01.014>.

LIATIS, T.; De DECKER, S. Head tilt as a clinical sign of cervical spinal or paraspinal disease in dogs: 15 cases (2000-2021). **Journal of Small Animal Practice**, v. 65, n. 1, p. 56-65, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1111/jsap.13674>. Epub 2023 Sep 26.

LU, Y.; YANG, Z.; WANG, Y. A critical review on the three-dimensional finite element modelling of the compression therapy for chronic venous insufficiency. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H**, v. 233, n. 11, p. 1089-1099, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1177/0954411919865385>.

McCARTHY, R. J.; LEWIS, D.; HOSGOOD, G. Atlantoaxial subluxation in dogs. **Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian**, v. 17, n. 2, p. 215-226, 1995.

McLEAR, R. C.; SAUNDERS, H. M. Atlantoaxial mobility in the dog. **Veterinary Radiology Ultrasound**, v.41, p.558, 2000.

MARTIN, M. D.; BRUNER, H. J.; MAIMAN, D. J. Anatomic and biomechanical considerations of the craniovertebral junction. **Neurosurgery**, v. 66, n. 3 Suppl, p. 2-6, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000365830.10052.87>.

MENON, V. K. Mechanically relevant anatomy of the axis vertebra and its relation to Hangman's fracture: An illustrated essay. **Neurospine**, v. 16, n. 2, p. 223-230, 2019. DOI: <https://doi.org/10.14245/ns.1938140.070>.

NAOUM, S.; VASILADIS, A. V.; KOUTSERIMPAS, C.; MYLONAKIS, N.; KOTSAPAS, M.; KATAKALOS, K. Finite Element Method for the Evaluation of the Human Spine: A Literature Overview. **Journal of Functional Biomaterials**, v. 12, n. 3, p. 43, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/jfb12030043>.

NOVAK, M.; DOLSÁK, B. Intelligent FEA-based design improvement. **Engineering Applications of Artificial Intelligence**, v. 21, n. 8, p. 1239-1254, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2008.03.013>.

OZAK, A.; BESALTI, O.; PEKCAN, Z.; EMINAGA, S. Ventral fixation in atlantoaxial instability with axial fracture in a dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 19, n. 1, p. 57-59, 2006. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16594545/>. Cited: 10 Oct. 2021.

PARASHAR, S. K.; SHARMA, J. K. A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. **Perspectives in Science**, v. 8, p. 696-698, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pisc.2016.06.062>.

PIANYKH, O. S. **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)**. 2nd ed. Berlin: Springer, 2012. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-540-74571-6_4.

PLATT, S. R.; CHAMBERS, J. N.; CROSS, A. A modified ventral fixation for surgical management of atlantoaxial subluxation in 19 dogs. **Veterinary Surgery**, v. 33, n. 4, p. 349-354, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2004.04050.x>.

PLATT, S. R.; DA COSTA, R. C. Cervical spine. *In*: TOBIAS, K., M.; JOHNSTON, S. A. (ed.). **Veterinary surgery**: Small animal. Missouri: Elsevier, 2012. p. 410-448.

PLATT, S. R.; OLBY, N. **BSAVA manual of canine and feline neurology**. 4th ed. Ontario, Canada: BSAVA, 2013.

PLESSAS, I.; VOLK, H. Signalment, clinical signs and treatment of atlantoaxial subluxation in dogs: A systematic review of 336 published cases from 1967 to 2013. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 28, p. 948, 2014.

PUJOL, E.; BOUVY, B.; OMAÑA, M.; FORTUNY, M.; RIERA, L.; PUJOL, P. Use of the Kishigami Atlantoaxial Tension Band in eight toy breed dogs with atlantoaxial subluxation. **Veterinary Surgery**, v. 39, n. 1, p. 35-42, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00613.x>.

PROGIN, A.; VOUMARD, B.; FRIKER, B.; FORTERRE, F. Biomechanical evaluation of two dorsal and two ventral stabilization techniques for atlantoaxial joint instability in toy-breed dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 82, n. 10, p. 802-810, 2021. DOI: <https://doi.org/10.2460/ajvr.82.10.802>.

RAMOSOEU, M. E.; CHIKWANDA, H. K.; BOLOKANG, A. S.; BOOYSEN, G.; NGONDA, T. N. Additive manufacturing: Characterization of Ti-6Al-4V alloy intended for biomedical application. *In*: Southern African Institute of Mining and Metallurgy advanced metals initiative: Light Metals Conference, Misty Hills, Muldersdrift, 2010. **Annals Electronic** [...]. South Africa: [S.l.], 2010. pp 337-344.

REBER, K.; BÜRKI, A.; VIZCAINO REVES, N.; STOFFEL, M.; GENDRON, K.; FERGUSON, S. J.; FORTERRE, F. Biomechanical evaluation of the stabilizing function of the atlantoaxial ligaments under shear loading: a canine cadaveric study. **Veterinary Surgery**, v. 42, n. 8, p. 918-923, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2013.12064.x>.

SANDERS, S. G.; BAGLEY, R. S.; SILVER, G. M.; MOORE, M.; TUCKER, R. L. Outcomes and complications associated with ventral screws, pins, and polymethyl methacrylate for atlantoaxial instability in 12 dogs. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 40, n. 3, p. 204-210, 2004. DOI: <https://doi.org/10.5326/0400204>.

SHARP, N. J. H.; WHEELER, S. J. Atlantoaxial subluxation. *In*: Small animal spinal disorders: Diagnosis and surgery. 2nd ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2005. p. 161-180.

SHORES, A.; TEPPER, L. C. A modified ventral approach to the atlantoaxial junction in the dog. **Veterinary Surgery**, v. 36, n. 8, p. 765-770, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00334.x>.

SLANINA, M. C. Atlantoaxial instability. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 46, n. 2, p. 265-275, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2015.10.005>.

SLATTER, D. (ed.) Atlantoaxial instability. *In: Textbook of small animal surgery*. 2nd ed. Philadelphia: Saunders, 2003. p. 1173-1180.

SORJONEN, D. C.; SHIRES, P. K. Atlantoaxial instability: A ventral surgical technique for decompression, fixation, and fusion. **Veterinary Surgery**, v. 10, n.1, p. 22-29, 1981. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1981.tb00625.x>.

STALIN, C.; GUTIERREZ-QUINTANA, R.; FALLER, K.; GUEVAR, J.; YEAMANS, C.; PENDERIS, J. A review of canine atlantoaxial joint subluxation. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 28, n. 1, p. 1-8, 2015. DOI: <https://doi.org/10.3415/VCOT-14-05-0064>.

SUN, Z.; WONG, Y. H.; YEONG, C. H. Patient-Specific 3D-printed low-cost models in medical education and clinical practice. **Micromachines** (Basel), v. 14, n. 2, p. 464, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi14020464>.

TABANEZ, J.; GUTIERREZ-QUINTANA, R.; KACZMARSKA, A.; JOSÉ-LÓPEZ, R.; NADAL, V. G.; ROTTER, C.; LEBLOND, G. Evaluation of a novel dorsal-cemented technique for atlantoaxial stabilization in 12 dogs. **Life** (Basel), v. 11, n. 10, p. 1039, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/life11101039>.

TAKAHASHI, F.; KOUNO, S.; YAMAGUCHI, S.; HARA, Y. Evaluation of atlantooccipital overlapping and cerebral ventricle size in dogs with atlantoaxial instability. **Journal of Veterinary Medical Science**, v. 81, n. 2, p. 229-236, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1292/jvms.17-0553>. Epub 2018 Dec 24.

TERADA, M.; ANTUNES, R. A.; PADILHA, A. F.; COSTA, I. Corrosion resistance of three austenitic stainless steels for biomedical applications. **Materials and Corrosion**, v. 58, n. 10, p. 762-766, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1002/maco.200704070>.

TONI, C.; OXLEY, B.; BEHR, S. Atlanto-axial ventral stabilization using 3D-printed patient-specific drill guides for placement of bicortical screws in dogs. **Journal of Small Animal Practice**, v. 61, p. 609-616, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1111/jsap.13188>.

TRACE, A. P.; ORTIZ, D.; DEAL, A.; RETROUVEY, M.; ELZIE, C.; GOODMURPHY, C.; MOREY, J.; HAWKINS, C. M. Radiology's Emerging Role in 3-D Printing applications in health care. **Journal of the American College of Radiology**, v. 13, n. 7, p. 856-862.e4, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2016.03.025>.

VANDER LINDEN, A.; CAMPBELL, K. M.; BRYAR, E. K.; SANTANA, S. E. Head-turning morphologies: Evolution of shape diversity in the mammalian atlas-axis complex. **Evolution**, v. 73, n. 10, p. 2060-2071, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1111/evo.13815>.

VENTOLA, C. L. Medical applications for 3D printing: Current and projected uses. **P T**, v. 39, n. 10, p. 704-711, 2014.

VILKOVYISKY, I. F.; RUSNAK, I. A.; YAGNIKOV, S. A.; SAKHNO, N. V.; SELEZNEV, S. B. Analysis of surgical correction of atlanto-axial instability in dogs. **RUDN Journal of Agronomy and Animal Industries**, v. 18, n. 2, p. 241-249, 2023. DOI: <https://doi.org/10.22363/2312-797X-2023-18-2-241-249>.

WANG, R.; WU, Z. Recent advancement in finite element analysis of spinal interbody cages: A review. **Frontier in Bioengineering and Biotechnology**, v. 11, p. 1041973, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1041973>.

WASCHK, M. A.; VIDONDO, B.; CARRERA, I.; HERNANDEZ-GUERRA, A. M.; MOISSONNIER, P.; PLESSAS, I. N.; SCHMIDT, M. J.; SCHNÖTZINGER, D.; FORTERRE, F.; PRECHT, C. Craniovertebral junction anomalies in small breed dogs with atlantoaxial instability: A multicenter case-control study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 32, n. 1, p. 33-40, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0038-1675797>. Epub 2018 Nov 28.

WATSON, A. G. **The phylogeny and development of the occipito-atlas-axis-complex in the dog**. ©1981. Thesis (Doctor in Philosophy) - Cornell University, New York, 1981. University Microfilms.

WELCH-PHILLIPS, A.; GIBBONS, D.; AHERN, D. P.; BUTLER, J. S. What Is Finite Element Analysis? **Clinical Spine Surgery**, v. 33, n. 8, p. 323-324, 2020.

WESTWORTH, D. R.; STURGES, B. K. Congenital spinal malformations in small animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 40, n. 5, p. 951-981, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2010.05.009>.

WHITE, D. A.; RENBERG, W. C.; ROUSH, J. K.; HALLMAN, M. R.; MAULER, D. A.; MILLIKEN, G. A. Flexed radiographic angles for determination of atlantoaxial instability in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 48, n. 8, p. 1406-1415, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1111/vsu.13323>.

WHITE, D.; CHELULE, K. L.; SEEDHOM, B. B. Accuracy of MRI vs CT imaging with particular reference to patient specific templates for total knee replacement surgery. **International Journal of Medical Robotics**, v. 4, n. 3, p. 224-231, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1002/rcs.201>.

WONG, K. C. 3D-printed patient-specific applications in orthopedics. **Orthopedic Research and Reviews**, v. 8, p. 57-66, 2016. DOI: <https://doi.org/10.2147/ORR.S99614>.

YU, Y.; KANG, J.; KIM, N.; HEO, S. Accuracy of a patient-specific 3D-printed drill guide for placement of bicortical screws in atlantoaxial ventral stabilization in dogs. **PLoS One**, v. 17, n. 8, p. e0272336, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0272336>.

4. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver computacionalmente e analisar a resistência de um implante paciente-específico para instrumentação dorsal de cão acometido por Instabilidade atlantoaxial.

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar corredores seguros para o implante paciente-específico.
- Desenvolver guia de furação para a instrumentação do implante.
- Avaliar por meio de análise de elementos finitos o implante quanto a flexão, extensão, flexão lateral e torção.

5. ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

*Artigo editado de acordo com as normas de publicação do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* disponível em: https://ip.thieme.de/open-access-files/181/author_instructions.pdf

Exceto idioma, numeração de figuras, margens e número de páginas que foram modificados para facilitar a leitura e correções posteriores.

DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTE PACIENTE-ESPECÍFICO PARA ESTABILIZAÇÃO VIA ACESSO DORSAL DA ARTICULAÇÃO ATLANTOAXIAL EM CÃES

Adan P. Cabreira¹, Gabriel C. Diamante², Thales Bregadioli², Mônica V. Bahr Arias¹.

¹Departamento de Clínicas Veterinárias da Universidade Estadual de Londrina, PR, Brasil.

²Orthosupport Pet Centro Especializado em Neurologia e Ortopedia, Campinas, SP, Brasil.

Objetivo: Desenvolver implante paciente-específico para uso em cão com instabilidade atlantoaxial, que possa ser introduzido e fixado por acesso dorsal e que também atue como guia para inserção de parafusos. O implante não deve apresentar falha em análise de elementos finitos.

Delineamento do estudo: Desenvolvimento de implante através de recursos computacionais a partir de exame de tomografia computadorizada de paciente com instabilidade atlantoaxial. O modelo final do implante foi analisado por elementos finitos em flexão, extensão, flexão lateral e torção para avaliação da distribuição das tensões e deslocamento.

Resultados: Foi desenvolvido um implante paciente-específico para instrumentação dorsal, com seis orifícios para introdução de parafusos bloqueados bicorticais e com diâmetro de 1,7 mm, sendo dois parafusos transarticulares e mais dois em cada vértebra. O implante apresentou ponto máximo de estresse (425 Mpa) abaixo do limite de escoamento para o material (880 Mpa) e deslocamento máximo de apenas 0,13 mm.

Conclusão: O implante proposto é promissor podendo ser utilizado como guia de furações o que pode contribuir para a segurança na instrumentação. Os corredores seguros utilizados podem favorecer a rigidez da construção. O modelo do implante não apresentou falha quando submetido a análise de elementos finitos segundo os critérios estabelecidos.

Palavras-chave: modelamento 3D, projeto de implantes, instabilidade atlantoaxial, neurocirurgia, subluxação atlantoaxial.

INTRODUÇÃO

A instabilidade atlantoaxial (IAA) foi descrita em cães pela primeira vez em 1967. A doença causa desalinhamento vertebral entre C1 e C2, que pode levar a lesões no parênquima medular (1,2), o que, dependendo do grau de compressão da medula, pode causar desde dor até tetraplegia, com risco de morte súbita (2). Cães jovens de raça *toy*, tais como Yorkshire, Spitz-Alemão-Anão, Poodle, Chihuahua e Pequinês são super-representados pela afecção (3,4,5,6).

São descritos tratamentos conservativos e cirúrgicos para a afecção (2,7). O tratamento cirúrgico pode ser realizado por abordagens dorsal ou ventral (8). A abordagem ventral atualmente é a mais indicada, pois permite a redução da subluxação, inserção de parafusos e/ou pinos e colocação de polimetilmetacrilato (PMMA) ou placa, que favorece a artrodese vertebral (2,8). No entanto, esta abordagem apresenta riscos durante a dissecação, pela proximidade com a laringe, tireoide e sua vascularização, nervo laríngeo recorrente e bainha carotídea (2, 8, 9). A utilização do PMMA nessa região, pode resultar em complicações como lesão térmica, necrose por pressão, paralisia laríngea, dispneia, tosse, alterações na fonação e infecção (9).

O acesso dorsal à articulação atlantoaxial (AAA) foi utilizado para realização das primeiras técnicas cirúrgicas descritas, sendo considerado mais seguro do ponto de vista anatômico, pois há divulsão primariamente muscular, com menor risco de lesão iatrogênica vascular e nervosa; entretanto, com técnicas de estabilização, até pouco tempo, com altas taxas de complicações (2,9).

Recentemente foi descrita a instrumentação com PMMA através do acesso dorsal. Embora com bons resultados clínico (11/12), constatou-se por análise tomográfica, que a trajetória foi considerada ótima em 51 (70,8%) das perfurações (8). O uso de recursos computacionais tem aumentado a precisão da instrumentação das neurocirurgias, por permitir que os corredores seguros de implantação sejam determinados previamente ao procedimento cirúrgico, bem como a confecção de gabaritos de perfuração. Com a utilização de recursos computacionais para desenvolvimento de projetos a análise de elementos finitos amplia as possibilidades de exploração desses modelos, pois torna possível prever como diferentes materiais e detalhes estruturais vão responder a diversas interações físicas (10). A possibilidade

de realização de estudos computacionais sem a utilização de animais é uma das principais vantagens do uso da tecnologia na medicina (11).

O objetivo deste estudo foi desenvolver um implante paciente-específico que promova estabilidade suficiente para permitir a fusão vertebral e que possa ser utilizado como guia de perfuração e fixação dos parafusos. O implante foi submetido à análise de elementos finitos para comparação da distribuição de estresse mecânico e deslocamento do implante.

MATERIAIS E MÉTODOS

Aquisição e reconstrução do modelo 3D

Para obtenção do modelo tridimensional que representa a unidade funcional das vértebras atlas e áxis, foi utilizado um exame de tomografia computadorizada (TC) de um cão da raça Yorkshire Terrier com IAA, fêmea, com 5 anos e 4,5 quilos. As imagens foram adquiridas por meio do equipamento *16-slice multi-detector CT scanner* (Aquilion, Canon Medical System, Japão) e parâmetros: 120 kVp, 45, mAs, 0,75 *pitch*, 0.75 *rotation time*, e os cortes tomográficos tinham espessura de 1 mm e aquisição volumétrica foi realizada com reconstrução horizontal e sagital.

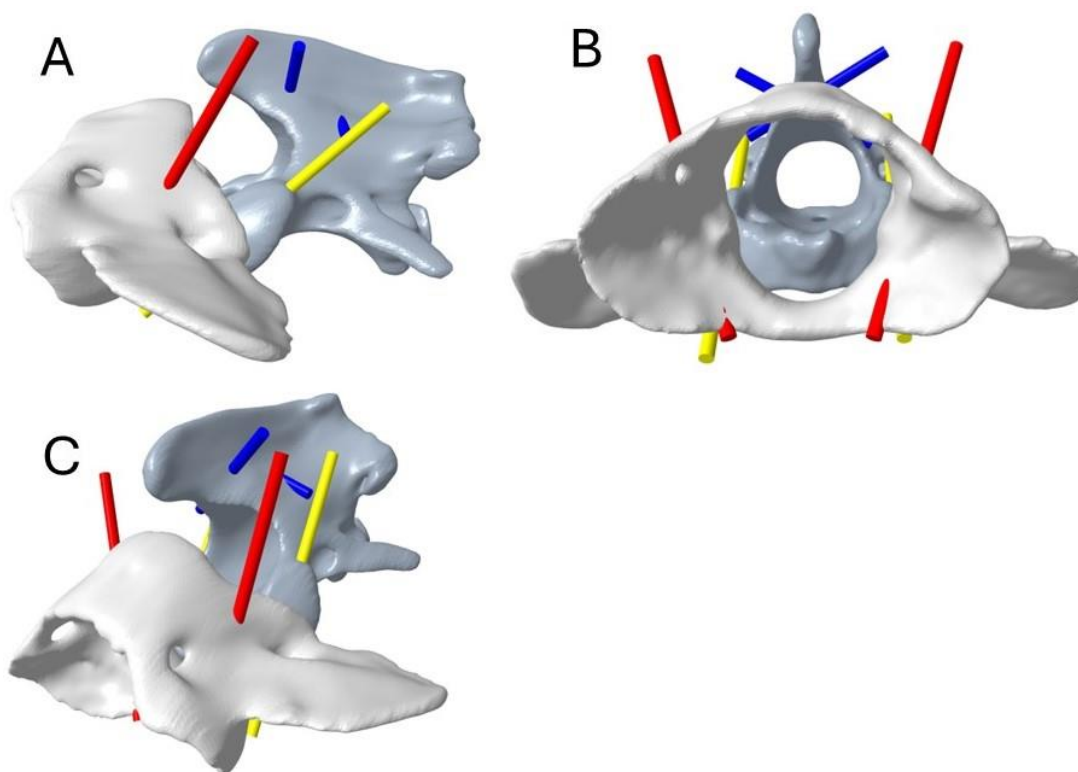
O pacote com os dados provenientes do exame de TC foi armazenado no sistema *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e importado para o *software* 3D Slicer (*National Alliance for Medical Imaging Computing*, Boston/MA). Após a densidade de interesse ser ajustada pelo recurso de *Threshold*, as vértebras atlas e áxis foram extraídas individualmente e exportadas como um arquivo *Standard Tessellation Language* (STL), que foi então importado para o *software* de modelagem paramétrica CREO Parametric (PTC, Creo Parametric 9.0: Boston, MA, USA; 2023).

Projeto do implante paciente-específico

As vértebras foram posicionadas em posição anatômica, ou seja, após o realinhamento da IAA. Na sequência, iniciou-se o modelamento do implante, primeiramente estabelecendo-se o trajeto dos parafusos transarticulares, com o objetivo de fornecer estabilização mais rígida além de permitir a aproximação das

vértebras (12). O ponto de entrada do parafuso foi definido como caudal ao início da superfície articular do áxis, inclinando-se em direção ao arco ventral do atlas (Fig. 1).

Figura 27 - Imagens para demonstração dos corredores seguros (A) vista lateral esquerda; (B) vista rostral; (C) vista em perspectiva rostrocaudal esquerda: dois corredores seguros foram definidos para o atlas (vermelho), dois para o áxis (azul) e dois transarticulares (amarelo).

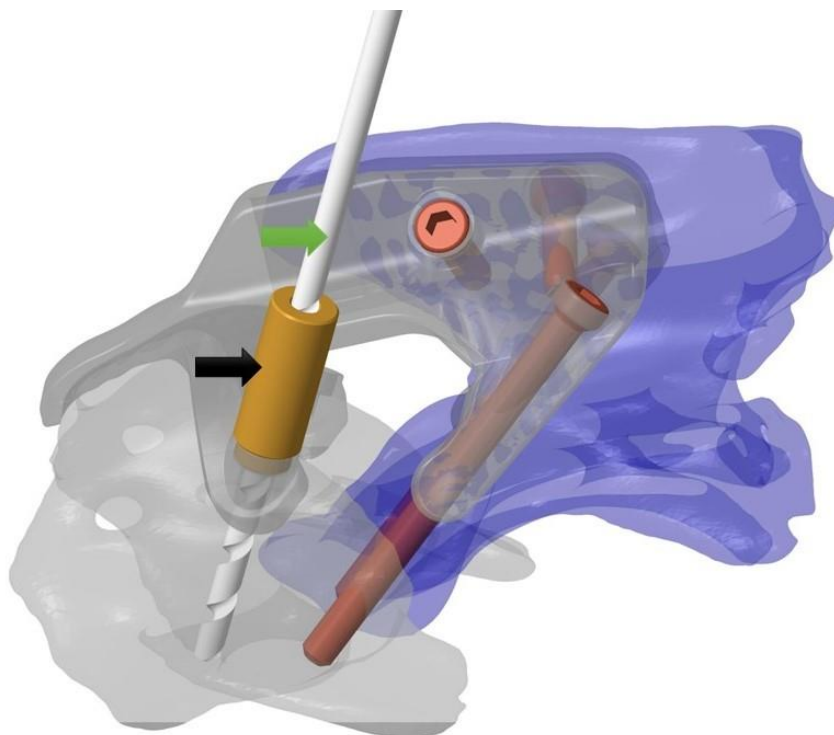


Foram ainda definidos locais para inserção de dois parafusos na base do processo espinhoso/lâmina do áxis (Fig. 1). Os dois parafusos inseridos nas massas laterais do atlas foram baseados no estudo no qual foi empregado parafusos e PMMA através do acesso dorsal (Fig. 1) (8). Todos os parafusos, incluindo os transarticulares, foram projetados para serem bicorticais.

Após definir os pontos de inserção e posicionamento das perfurações, iniciou-se o desenvolvimento da estrutura do implante, sendo então determinadas as áreas de contato na superfície de cada vértebra. O implante foi projetado ao redor do forame intervertebral de C1-C2 para evitar lesões à raiz nervosa de C2. Os parafusos inseridos na base do processo espinhoso do áxis foram inclinados para melhor aproveitamento do estoque ósseo, transpassando parte da lâmina do áxis. O implante foi então espelhado e os cantos vivos foram arredondados.

A instrumentação inicia-se pelos parafusos do processo espinhoso/lâmina do eixo, sendo então realizada pressão ventral para redução do desalinhamento. Na sequência deve ser então instrumentado os parafusos transarticulares e das massas laterais. O alojamento para bloqueio da cabeça do parafuso atua inicialmente como receptor para o guia de perfuração, sendo que o implante passa a ter função de gabarito de perfuração, não sendo necessário peças adicionais para essa finalidade. Após o guia de furação ser rosqueado, a perfuração é realizada conforme demonstrado na figura 2. O guia é então removido e o parafuso é inserido e bloqueado. Para simular a possibilidade de não ocorrer redução adequada das vértebras, com conseqüente risco de lesão medular durante a realização das perfurações, o atlas foi angulado até que houvesse invasão do canal vertebral o que aconteceu com 12° de angulação.

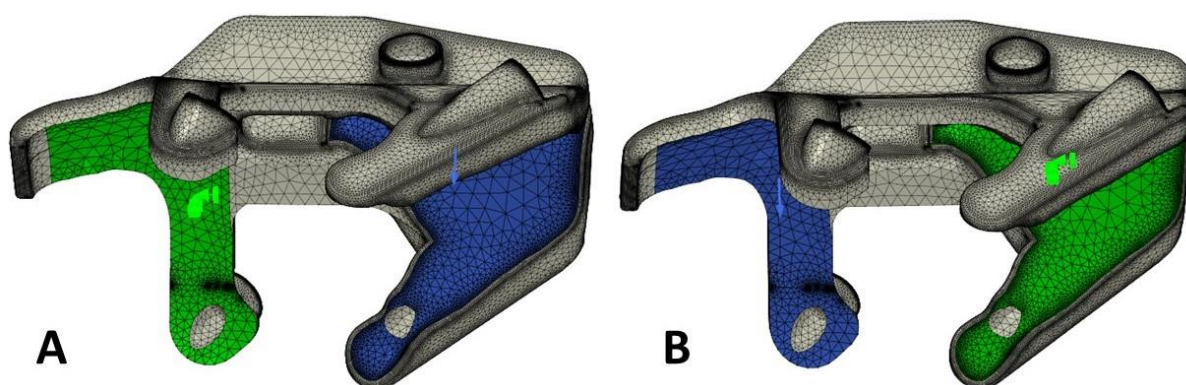
Figura 28 - Demonstração da perfuração da massa lateral da face esquerda do atlas: seta verde - broca; seta preta - guia de furação rosqueado no alojamento para cabeça do parafuso do implante, que atua como gabarito para as perfurações.



Análise de elementos finitos

Para avaliação do comportamento mecânico do implante quando submetido à flexão dorsoventral, extensão ventrodorsal, flexão lateral e torção, foram realizadas análises de elementos finitos, por meio do uso do *software* PrePoMax® (Matej Borovinšek. PrePoMax. Version 1.4.1. Maribor; 2023). Um arquivo *Standard for the Exchange of Product* (STEP) foi gerado a partir do CREO e importado para o PrePoMax®. Foram realizadas 16 análises, sendo que foram considerados quatro movimentos: flexão, extensão, flexão lateral e torção. Para cada movimento, outras quatro análises foram realizadas, sendo duas considerando o atlas engastado e nas outras duas o áxis (Fig. 3), sendo que para cada condição, foram utilizadas forças de 50 N e 107 N (12). Uma vez que o implante esteja posicionado e a fixação dos parafusos seja realizada, o implante não deve apresentar deformação sem que haja comprometimento estrutural vertebral, dessa maneira, as superfícies internas do implante foram engastadas nas condições de contorno das análises.

Figura 29 - Imagens demonstrando as condições de contorno para as análises pareadas realizadas: (A) para o atlas engastado, a superfície verde foi considerada como fixa e a azul móvel (seta azul); (B) para o áxis engastado, a superfície verde foi considerada como fixa e a azul móvel (seta azul).



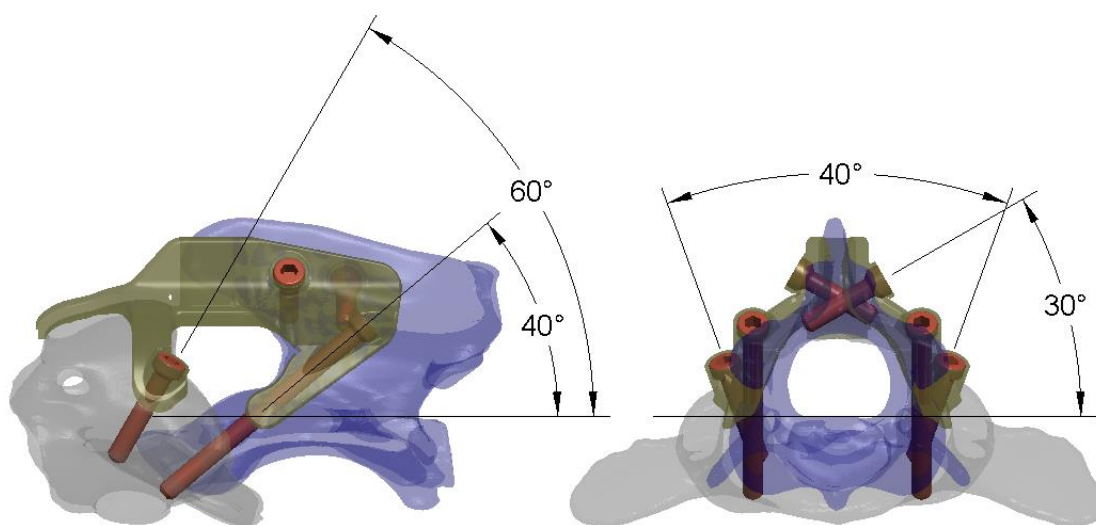
O módulo de Young utilizado foi de 115000 (Mpa) e coeficiente de Poisson de 0,34 para a liga de titânio Ti6Al4V (13), sendo esse o material que será utilizado para confecção do implante pelo método de manufatura aditiva por *Direct metal laser sintering*. Dois indicadores foram observados: critério de von Mises (máxima energia de distorção) e deslocamento máximo quando submetido às forças de flexão, extensão, flexão lateral e torção.

RESULTADOS

Forma e características gerais do projeto

O implante foi modelado para ter seis parafusos bloqueados, bicorticais com diâmetro de 1,7 mm, sendo dois parafusos transarticulares, dois nas massas laterais do atlas e dois no processo espinhoso/lâmina do áxis. Foi projetado uma abertura ao redor do forame intervertebral, para evitar a secção das raízes de C2 no momento da implantação. As angulações para inserção dos parafusos estão demonstradas na figura 4. Se durante o transoperatório não for possível a redução total do deslocamento da AAA, foi calculado que havendo uma angulação de até 12° entre o assoalho vertebral do atlas em relação ao do do áxis, não ocorrerá penetração do canal vertebral pelos implantes durante a realização das perfurações.

Figura 30 - Angulações dos parafusos utilizados no estudo proposto. Parafusos com angulações não especificadas apresentam ângulos retos com o plano sagital e transversal.



Resultados da análise de elementos finitos

Os resultados das 16 análises estão demonstrados na tabela 3. O ponto de maior estresse ocorreu na flexão lateral com o áxis engastado, apresentando 198,6 Mpa e 425 Mpa (Fig. 5) para as forças de 50 N e 107 N respectivamente. Para a condição de flexão lateral, mas com o atlas fixo o ponto de maior deslocamento foi de

0,063 mm para 50 N (Fig. 6) e 0,13 mm com a carga de 107 N.

Tabela 3 – Resultados das análises de elementos finitos quanto ao maior estresse e deslocamento para cada condição de contorno.

Condição de contorno da análise realizada	Maior estresse	Maior deslocamento
(N)	(Mpa)	(mm)
Flexão atlas engastado (107N)	183,10	0,073
Flexão atlas engastado (50N)	85,55	0,034
Flexão áxis engastado (107N)	180,60	0,043
Flexão áxis engastado (50N)	84,37	0,020
Extensão atlas engastado (107N)	183,10	0,073
Extensão atlas engastado (50N)	85,55	0,034
Extensão áxis engastado (107N)	180,60	0,043
Extensão áxis engastado (50N)	84,37	0,020
Flexão lateral atlas engastado (107N)	365,80	0,134
Flexão lateral atlas engastado (50N)	170,90	0,063
Flexão lateral áxis engastado (107N)	425,00	0,093
Flexão lateral áxis engastado (50N)	198,60	0,043
Torção atlas engastado (107N)	278,60	0,024
Torção atlas engastado (50N)	130,30	0,011
Torção áxis engastado (107N)	278,60	0,022
Torção áxis engastado (50N)	130,30	0,010

Figura 31 - Resultado da análise de elementos finitos no software PrePoMax® para ponto de maior estresse segundo critério de von Mises. Escala de cores à esquerda: resultado da análise com força de 107 N aplicada ao atlas na flexão lateral com o eixo engastado, sendo o ponto de maior estresse com 425 Mpa.

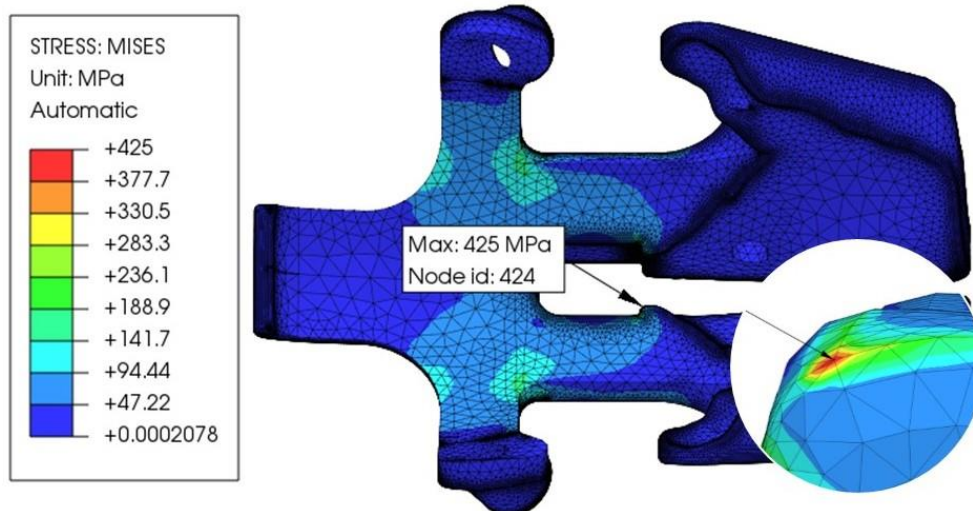
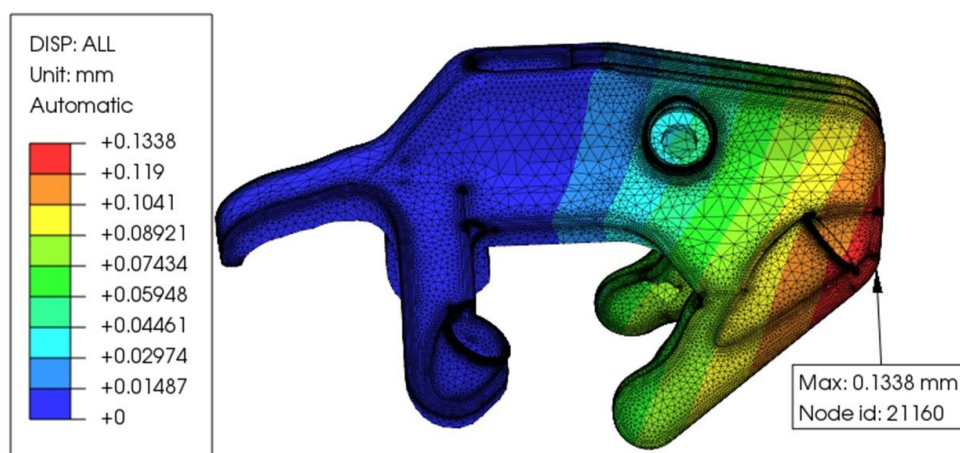


Figura 32 - Resultado da análise de elementos finitos no software PrePoMax® para o ponto de maior deslocamento do implante. Escala de cores à esquerda da imagem: vista lateral do implante com resultados para o atlas engastado e eixo flexionado lateralmente, apresentando ponto de maior deslocamento com 0,13mm quando submetido à força de 107 N.



DISCUSSÃO

O estudo demonstrou a viabilidade de desenvolvimento computacional de implante paciente-específico para a fixação atlantoaxial dorsal, sendo possível o uso do próprio implante como gabarito para obtenção de corredores seguros em massas ósseas robustas (2,9). O implante não apresentou falha mecânica na análise de

elementos finitos.

O acesso dorsal envolve a dissecação primariamente de músculos (2,8), já no acesso ventral, além da musculatura, são manipuladas estruturas vitais como bainha carotídea, laringe e esôfago, a fim de se obter a exposição das vértebras que serão estabilizadas (4), em decorrência disso, pode-se inferir que o acesso dorsal apresenta menores riscos de lesões iatrogênicas. Contudo, até 2021 as técnicas de instrumentação dorsais não ofereciam estabilidade adequada e/ou riscos durante a instrumentação (2,8), Tabanez et al. (2021), realizaram a instrumentação dorsal com inserção de parafusos associados ao cimento ósseo, apresentando taxa de sucesso similar às técnicas realizadas por meio de acesso ventral, além de promover rigidez à construção compatível com remodelamento ósseo e/ou fusão vertebral. Outra vantagem da abordagem é permitir descompressão e estabilização craniocervical (8). Entretanto, como podem ocorrer complicações relacionadas à utilização do PMMA, tais como lesão térmica, necrose por pressão e infecção (9), o implante proposto no presente estudo poderá reduzir a ocorrência dessas complicações.

Os parafusos inseridos no atlas foram definidos com base em estudo anteriormente publicado (8), assim como o ponto de inserção dos parafusos transarticulares; no entanto, foram necessários ajustes angulares para melhor aproveitamento do estoque ósseo e menor risco de invasão de estruturas do canal vertebral. Essas adaptações foram realizadas com base em estudos que estipularam corredores seguros para a AAA, definindo-se o ponto de inserção e variações angulares para se estipular a inclinação ideal, onde a perfuração fique delimitada dentro do estoque ósseo, a fim de se evitar fratura e/ou falha do implante (8,13,14, 15).

O acesso ventral possibilita a realização de debridamento da superfície articular ventral e utilização de enxerto ósseo com o intuito de promover fusão vertebral (5,8). Embora não existam estudos comparativos com metodologia robusta entre os métodos de estabilização e a obtenção de fusão, acredita-se que a estabilidade e rigidez podem favorecer o processo (2,8). O design proposto neste estudo utiliza parafusos bloqueados, o que aumenta a rigidez da construção caso a redução do deslocamento não seja completamente alcançada. Implantes bloqueados atuam como fixador interno, e como os parafusos possuem ângulos fixos, são travados na placa e inseridos no interior da matriz óssea (16).

A ampla área de coaptação do implante aparentemente torna o encaixe com a vértebra mais rígido, o que provavelmente facilita a obtenção de corredores seguros. Adicionalmente, uma proeminência em forma de gancho foi incorporada na parte mais rostral do implante. Esta característica promove a delimitação longitudinal na parte rostral do arco dorsal do atlas, melhorando a coaptação e segurança na instrumentação. Havendo impossibilidade de redução completa do deslocamento da AAA, uma angulação de até 12° do assoalho do atlas em relação ao eixo ainda oferece segurança para fixação do implante não invadindo o canal vertebral. Com a utilização de uma guia de furação encaixada no rebaixo para as cabeças dos parafusos, o próprio implante servirá como gabarito de furação, não sendo necessária a confecção de peças adicionais para essa finalidade.

Inicialmente, idealizou-se que haveria comunicação entre a saliência onde se encontra o alojamento para as cabeças dos parafusos transarticulares com a saliência para o parafuso do atlas. Para tal, a raiz nervosa de C2 deveria ser seccionada, conforme descrito em alguns procedimentos utilizados na medicina humana (17). No entanto, observou-se que era viável construir o implante de forma que a saliência que se coapta caudalmente à superfície articular no eixo pudesse ser inserida abaixo da raiz, sem a necessidade de sua secção.

A análise de elementos finitos foi realizada para avaliar o comportamento mecânico do implante quando submetido aos principais movimentos fisiológicos da articulação. Estudos na medicina utilizam dados sobre as características mecânicas de estruturas anatômicas, como ligamentos e estabilidade vertebral, em análises por elementos finitos de maior complexidade (18). Vale ressaltar que a inclusão dessas estruturas nas análises reduz a carga mecânica sobre o implante, uma vez que elas compartilham a carga com o mesmo e proporcionam maior estabilidade mecânica à construção, assim a exclusão dessas estruturas na análise por elementos finitos desafia ainda mais o implante. As forças de arrancamento não foram consideradas pois há carência na literatura de referências. No entanto os corredores seguros são similares aos da técnica de estabilização com parafusos e PMMA que não apresentou falha nos casos relatados (8).

As cargas de 50 N e 107 N foram utilizadas com base em um estudo com um cão de 14 quilos, que investigou a importância de cada ligamento para a articulação. Nesse estudo, os testes foram feitos até haver falha ligamentar, o que

ocorreu com uma carga de 107 N e a partir disso, determinou-se que a carga de 50 N poderia ser utilizada como carga fisiológica (12). No presente estudo, o implante foi dimensionado para um cão de 4,5 quilos, que corresponde a 32% do peso do cadáver considerado para definição da carga do estudo citado. Vale ressaltar que essas cargas apenas foram definidas para a flexão, sendo que no presente trabalho as cargas foram utilizadas para flexão, bem como para as outras análises, uma vez que não foram identificados estudos que estabeleçam valores de referências para essas condições.

Em materiais dúcteis, a falha ocorre pelo conceito de escoamento, onde as deformações plásticas se tornam irreversíveis. Neste estudo, foi adotado o critério de von Mises, cuja tensão máxima é igual à tensão de escoamento, que é de 880 MPa (18).

Considerando todas as análises, a flexão lateral com 107 N e eixo fixo apresentou o maior ponto de estresse de 425 MPa, enquanto o maior deslocamento de 0,134 mm foi encontrado com o atlas fixo. O ponto de estresse de 425 MPa ainda é inferior ao limite de 880 MPa, indicando que não há falha quando há uma força suprafisiológica. O deslocamento de 0,134 mm é insignificante quando comparado ao deslocamento da articulação intacta, que, sob cargas de 50 N, apresenta uma movimentação em torno de 2 mm (12). Caso o deslocamento do implante fosse excessivo, ele poderia não fornecer a estabilidade necessária para a fusão vertebral ou permitir uma movimentação que causaria danos ao parênquima nervoso.

Assim, o implante proposto foi projetado para permitir boa coaptação vertebral e fixação em pontos que favorecem a rigidez com seis parafusos bicorticais, sendo dois desses transarticulares e dois em cada vértebra. A boa coaptação e rigidez podem favorecer a fusão vertebral. Além disso, a utilização do implante como gabarito de furações pode trazer mais segurança na instrumentação. Na análise de elementos finitos, o implante quando submetido a cargas suprafisiológicas, apresentou deformação irrisória e ponto de estresse máximo abaixo do limite de resistência do material não apresentando falha mecânica em nenhuma das análises.

O presente estudo apresenta algumas limitações. Embora as análises demonstrem que o implante dificilmente falharia, as forças de arrancamento não foram consideradas em virtude da carência de parâmetros estabelecidos em literatura. As análises de elementos finitos simularam a distribuição das tensões e deslocamento do implante após a aplicação de força com o objetivo de verificar sua segurança e

viabilidade mecânica, sem considerar as características de cargas cíclicas e de fadiga. Embora o implante paciente-específico desenvolvido tenha potencial para tratamento da subluxação atlantoaxial, valendo-se dos benefícios do acesso dorsal, ainda é necessário a instrumentação em cadáver para avaliação das dificuldades da implantação.

REFERÊNCIAS

1. Geary J, Oliver J, Hoerlein BF. Atlantoaxial subluxation in the canine. *J Small Anim Pract* 1967; 8:577-582
2. Stalin C, Gutierrez-Quintana R, Faller K, Guevar J, Yeaman C, Penderis J. A review of canine atlantoaxial joint subluxation. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2015;28(1):1-8. <https://doi.org/10.3415/VCOT-14-05-0064>
3. Beaver DP, Ellison GW, Lewis DD, Goring RL, Kubilis PS, Barchard C. Risk factors affecting the outcome of surgery for atlantoaxial subluxation in dogs: 46 cases (1978-1998). *J Am Vet Med Assoc* 2000;216(7):1104-1109. <https://doi.org/10.2460/javma.2000.216.1104>
4. Shores A, Tepper LC. A modified ventral approach to the atlantoaxial junction in the dog. *Vet Surg* 2007;36(8):765-770. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00334.x>
5. Dickomeit M, Alves L, Pekarkova M, Gorgas D, Forterre F. Use of a 1.5 mm butterfly locking plate for stabilization of atlantoaxial pathology in three toy breed dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24(3):246-251. <https://doi.org/10.3415/VCOT-10-07-0114>
6. Cummings KR, Vilaplana Grosso F, Moore GE, Rochat M, Thomovsky SA, Bentley RT. Objective measurements of the atlantoaxial joint on radiographs performed without flexion can increase the confidence of diagnosis of atlantoaxial instability in toy breed dogs. *Vet Radiol Ultrasound* 2018;1-10. <https://doi.org/10.1111/vru.12668>
7. Havig ME, Cornell, KK, Hawthorne, JC, McDonnell JJ, Selcer BA. Evaluation of nonsurgical treatment of atlantoaxial subluxation in dogs: 19 cases (1992-2001). *J Am Vet Med Assoc* 2005;227(2):257-262. <https://doi.org/10.2460/javma.2005.227.257>
8. Tabanez J, Gutierrez-Quintana R, Kaczmarek A, *et al.* Evaluation of a novel dorsal-cemented technique for atlantoaxial stabilisation in 12 dogs. *Life (Basel)* 2021;11(10):1039. <https://doi.org/10.3390/life11101039>

9. Slanina MC. Atlantoaxial instability. *Vet Clin North Am: Veterinary Clinics of North America: Small Anim Pract* 2016; 46(2):265-275. <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2015.10.005>.
10. Lu Y, Yang Z, Wang Y. A critical review on the three-dimensional finite element modelling of the compression therapy for chronic venous insufficiency. *Proc Inst Mech Eng, Part H* 2019;233(11): 1089-1099. <https://doi.org/10.1177/0954411919865385>.
11. Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What is finite element analysis? *Clin Spine Surg* 2020;33(8):323-324. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000001050>.
12. Reber K, Bürki A, Vizcaino Reves, N, *et al.* Biomechanical evaluation of the stabilizing function of the atlantoaxial ligaments under shear loading: a canine cadaveric study. *Vet Surg* 2013;42(8):918-923. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2013.12064.x>
13. Leblond G, Gaitero L, Moens NMM, *et al.* Computed tomographic analysis of ventral atlantoaxial optimal safe implantation corridors in 27 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2017;30(6):413-423. <https://doi.org/10.3415/VCOT-17-03-0046>.
14. Toni C, Oxley B, Behr S. Atlanto-axial ventral stabilisation using 3D-printed patient-specific drill guides for placement of bicortical screws in dogs. *J Small Anim Pract* 2020; 61:609-616. <https://doi.org/10.1111/jsap.13188>
15. Leblond G, Gaitero L, Moens NM, *et al.* Canine atlantoaxial optimal safe implantation corridors - description and validation of a novel 3D presurgical planning method using OsiriX™. *BMC Vet Res* 2016;12(1):188.
16. MacLeod AR, Pankaj P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. *Injury* 2018;49: S12-S18. [http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383\(18\)30296-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383(18)30296-1)

17. Goel A, Desa, KI, Muzumdar DP. Atlantoaxial fixation using plate and screw method: a report of 160 treated patients. *Neurosurgery* 2002;51(6):1351-1357. <https://doi.org/10.1097/00006123-200212000-00004>
18. Niu HG, Zhang JJ, Yan YZ, *et al.* Design of a novel lateral mass screw-plate system for the treatment of unstable atlas fractures: a finite element analysis. *J Orthop Surg Res* 2024;19(1):120. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-04582-6>
19. Beer FP, Johnston ER, Dewolf JT, Mazurak DF. *Mechanics of materials*. 7. ed. New York: McGraw Hill; 2014.
20. Festugatto R, Mazzanti A, Raiser AG, *et al.* Remoção da cartilagem articular associada ou não a implante homogêneo ou enxerto autógeno de osso esponjoso em cães submetidos à artrodese atlantoaxial. *Ciência Rural* 2013;43(3):466-473. <https://doi.org/10.1590/S0103-84782013000300015>

6. CONCLUSÕES

No presente trabalho um implante para estabilização de um cão acometido pela IAA foi desenvolvido por meio de software de modelamento. O projeto foi idealizado para ser utilizado através do acesso dorsal se valendo das vantagens dessa abordagem. Seis corredores seguros foram estabelecidos com adequações dos já descritos em literatura, possuindo estoque ósseo robusto o que poderá favorecer a rigidez da construção. Todos os parafusos poderão ser fixados utilizando as duas corticais ósseas sendo dois no processo espinhoso/lâmina do eixo, dois nas massas laterais do atlas e dois parafusos transarticulares que transpassam as superfícies articulares do eixo e a fóvea caudal do atlas. O próprio implante será utilizado com guia de perfuração sendo necessário o acoplamento de uma bucha para guiar a broca. Na análise de elementos finitos, o implante quando submetido a cargas supra-fisiológicas, apresentou deformação irrisória e ponto de estresse máximo abaixo do limite de resistência do material não apresentando falha mecânica em nenhuma das análises. Embora o implante paciente-específico desenvolvido tenha potencial para tratamento da subluxação atlantoaxial, valendo-se dos benefícios do acesso dorsal, ainda é necessário a instrumentação em cadáver para avaliação das dificuldades da implantação.

ANEXOS

PROTOCOLO DO PEDIDO DE PROTEÇÃO A INVENÇÃO FRENTE AO INPI



14/11/2023 870230100621
15:33



29409162310237503

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2023 023877 7

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 2

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 78640489000153

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa

Endereço: RODOVIA CELSO GARCIA CD, KM 380 S/N CAMPUS
UNIVERSITARIO

Cidade: Londrina

Estado: PR

CEP: 86055-900

País: Brasil

Telefone: (043) 3371 5812

Fax: (043) 3371 5812

Email: aintecpi@uel.br

Depositante 2 de 2**Nome ou Razão Social:** ORTHO SUPPORT PET**Tipo de Pessoa:** Pessoa Jurídica**CPF/CNPJ:** 36910817000144**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Jurídica:** Microempresa assim definida em lei**Endereço:** Avenida Monte Castelo, n° 549**Cidade:** Campinas**Estado:** SP**CEP:** 13026-241**País:** BRASIL**Telefone:****Fax:****Email:****Dados do Pedido**

Natureza Patente: 10 - Patente de Invenção (PI)**Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54):** IMPLANTE CIRÚRGICO COM ACESSO DORSAL PARA ESTABILIZAÇÃO ATLANTOAXIAL EM CÃES**Resumo:** A presente invenção caracteriza-se como um implante cirúrgico para estabilização da articulação atlantoaxial através do acesso dorsal. O implante possui furos onde guias de furação serão fixados permitindo assim maior segurança e assertividade durante a instrumentação cirúrgica. A coaptação do implante com as vértebras e suas características estruturais promovem uma estabilização adequada mecanicamente sendo que dois dos seis parafusos são transarticulares que quando inseridos transpassam a cartilagem articular o que facilita a redução, aumenta ainda mais a estabilidade e a possibilidade de fusão vertebral.**Figura a publicar:** FIG.1

OFÍCIO CEUA DE NÃO NECESSIDADE DE APROVAÇÃO PELA COMISSÃO

Universidade
Estadual de Londrina

COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

OF. CIRC. CEUA N° 062/2024

Londrina, 25 de junho de 2024.

Prezado (a),

Certificamos que o projeto intitulado: **“Desenvolvimento de implante paciente-específico para estabilização via acesso dorsal da subluxação atlantoaxial em cães”**, sob a responsabilidade de **Mônica Vicky Bahr Arias** que envolve o desenvolvimento computacional e a análise por elementos finitos da resistência de um implante paciente-específico para instrumentação dorsal de cão acometido por Instabilidade atlantoaxial, foi apresentado para a Comissão Ética no Uso de Animais da Universidade Estadual de Londrina (CEUA/UEL), e **não apresenta necessidade de aprovação por esta Comissão**, uma vez que não envolverá a manipulação direta dos animais. Sendo assim, não vemos impedimento ético para a execução do mesmo.