



UNIVERSIDADE
ESTADUAL de LONDRINA

HENRIQUE DE OLIVEIRA DORTH

**DESEMPENHO MECÂNICO DE PLACAS EM PONTE DE TITÂNIO 2,0
DE 110 E 130 MM DE COMPRIMENTO, SUBMETIDAS A
FLEXÃO SOB QUATRO PONTOS.**

Londrina
2025

HENRIQUE DE OLIVEIRA DORTH

**DESEMPENHO MECÂNICO DE PLACAS EM PONTE DE TITÂNIO 2,0
DE 110 E 130 MM DE COMPRIMENTO, SUBMETIDAS A
FLEXÃO SOB QUATRO PONTOS.**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Londrina - UEL, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Clínicas Veterinárias.

Orientador: Prof. Dr. Fernando De Biasi

Londrina
2025

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

D719d Dorth, Henrique de Oliveira.

Desempenho mecânico de placas em ponte de titânio 2,0 de 110 e 130 mm de comprimento, submetidas a flexão sob quatro pontos. / Henrique de Oliveira Dorth. - Londrina, 2025.
59 f. : il.

Orientador: Fernando De Biasi.

Dissertação (Mestrado Profissional em Clínicas Veterinárias) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências Agrárias, Programa de Pós-Graduação em Clínicas Veterinárias, 2025.

Inclui bibliografia.

1. Ortopedia - Tese. 2. Mecânica - Tese. 3. Implantes - Tese. 4. Titânio - Tese.
I. Biasi, Fernando De. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências Agrárias. Programa de Pós-Graduação em Clínicas Veterinárias. III. Título.

CDU 619

HENRIQUE DE OLIVEIRA DORTH

**DESEMPENHO MECÂNICO DE PLACAS EM PONTE DE TITÂNIO 2,0
DE 110 E 130 MM DE COMPRIMENTO, SUBMETIDAS A
FLEXÃO SOB QUATRO PONTOS.**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Londrina - UEL, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Clínicas Veterinárias.

BANCA EXAMINADORA

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

Profa. Dra. Mirian Siliane Batista de Souza
Universidade Estadual de Londrina - UEL

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

Londrina, 24 de setembro de 2025.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente ao meu orientador, Prof. Dr. Fernando De Biasi, pelo vínculo de orientação profissional e pessoal estabelecido ao longo dos últimos anos, que me proporcionou a oportunidade de dar continuidade aos meus aprendizados nesta instituição. Reafirmo, com gratidão e orgulho, o papel da Universidade Estadual de Londrina como um centro de excelência em ensino, pesquisa e extensão em Medicina Veterinária. Agradeço também a todos os docentes com quem tive o privilégio de aprender e conviver ao longo dessa jornada.

Agradeço à empresa Engevet® pelo valioso apoio e colaboração, fornecendo os implantes utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. Estendo meus agradecimentos à Faculdade de Engenharia de Bauru (FEB – UNESP), pela cessão das instalações e viabilização da realização dos testes mecânicos. Agradeço, ainda, aos docentes do Setor de Radiologia Veterinária do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina, por gentilmente permitirem a realização das radiografias em suas dependências. Por fim, registro minha profunda gratidão ao Prof. Dr. Lucas Santana da Cunha, do Departamento de Estatística do Centro de Ciências Exatas da Universidade Estadual de Londrina, pela inestimável contribuição estatística a este trabalho.

Agradeço ao Prof. Dr. Bruno Agostinho Hernandez, do Departamento de Engenharia da UNESP – Bauru, por toda a sua dedicação e paciência, demonstrando excelência acadêmica ao me instruir não apenas nas áreas exatas, mas também no entendimento dos princípios mecânicos e sua aplicabilidade na produção e análise de implantes.

Agradeço ao Prof. Dr. Washington Takashi Kano, ao Prof. Dr. Victor Rossetto e à Profa. Dra. Luciana Mesquita Reis, por terem sido fundamentais no meu desenvolvimento profissional no início da carreira, servindo como inspiração até os dias de hoje.

Agradeço ao Prof. Dr. Bruno César Elias, pela amizade, parceria profissional e acadêmica ao longo dos últimos anos, proporcionando-me oportunidades únicas no campo da neurologia clínica e neurocirurgia, e despertando em mim um novo caminho profissional e pessoal.

Agradeço ao Prof. Dr. Luciano Basso, do Departamento de Esporte da USP – São Paulo, pela dedicação excepcional no auxílio ao meu entendimento e à resolução

dos princípios estatísticos no início deste trabalho. À Profa. Dra. Camila Regina Basso, por toda a ajuda pessoal e profissional que me proporcionou nos últimos meses. À Profa. Dra. Karina Maria Basso, pela confiança e pela oportunidade profissional concedida como docente do curso de Medicina Veterinária do Centro Universitário Filadélfia – UNIFIL, durante o período em que estive na cidade de Londrina. Todos se tornaram pessoas que levarei em minha memória pelo resto da vida. Em nome deles, rendo homenagem a toda a família Basso pelo apoio pessoal que me ofereceram.

Aos meus queridos irmãos fraternais, Fernando Antônio Gameiro e Antônio Abel Losi Paupério, agradeço por, mesmo distantes, sempre me apoiarem a seguir nessa caminhada profissional.

Às minhas irmãs, Gabriela de Oliveira Dorth e Luciana Maria Feliciano, que, por meio do exemplo, da dedicação e do comprometimento pessoal, profissional e intelectual, me mostraram, ao longo desses últimos anos, um mundo de luta constante, onde parar jamais é uma opção.

E, por fim, e mais importante, aos meus pais, Sr. José Carlos Dorth e Sra. Édina Aparecida de Oliveira Dorth, por terem sacrificado suas próprias vidas ao longo de toda a minha, para que eu pudesse hoje estar realizando mais um sonho e permitindo que esta conquista seja também deles.

“O correr da vida embrulha tudo. A vida é assim: esquenta e esfria, aperta e daí afrouxa, sossega e depois desinquieta. O que ela quer da gente é coragem.”

João Guimarães Rosa
Grande Sertão: Veredas, página 293

RESUMO

DORTH, H.O. **DESEMPENHO MECÂNICO DE PLACAS EM PONTE DE TITÂNIO 2,0 DE 110 E 130 MM DE COMPRIMENTO, SUBMETIDAS A FLEXÃO SOB QUATRO PONTOS.** 2025. 59 folhas. Dissertação de Mestrado (Mestrado Profissional em Clínicas Veterinárias) – Centro de Ciências Agrárias, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2025.

O uso de implantes ortopédicos na medicina veterinária tem se consolidado como uma ferramenta fundamental na abordagem cirúrgica de fraturas em pequenos animais. Dentre as técnicas disponíveis, a osteossíntese com placas bloqueadas em função ponte tem se destacado por preservar a biologia óssea e oferecer estabilidade relativa. Este trabalho apresenta sua introdução e desenvolvimento no capítulo de referencial teórico (Capítulo 1), enquanto o Capítulo 2 está estruturado no formato de artigo científico. O estudo teve como objetivo comparar, por meio de ensaio mecânico destrutivo sob flexão com quatro pontos, o comportamento mecânico de placas ponte de titânio 2,0 com comprimentos de 110 mm e 130 mm, fixadas em corpos de prova confeccionados com espuma rígida de poliuretano. Foram analisados três parâmetros principais: carga no limite elástico aparente, deslocamento no limite elástico e rigidez. O Grupo A (110 mm) apresentou carga média de 42,6 N, 4,91 mm de deslocamento e 8,71 N/mm de rigidez; o Grupo B (130 mm) obteve 40,4 N, 5,05 mm e 8,03 N/mm, respectivamente. A análise estatística por ANOVA não mostrou diferença significativa nas comparações ($p > 0,05$). Conclui-se que a variação de comprimento entre os dois modelos de placas não exerceu influência relevante sobre o desempenho mecânico dos implantes sob as condições testadas, sugerindo equivalência funcional entre ambos os comprimentos no modelo experimental adotado.

Palavras-chave: ortopedia veterinária; osteossíntese; placas bloqueadas; ensaio mecânico; fratura óssea

ABSTRACT

DORTH, H. O. **MECHANICAL PERFORMANCE OF 2.0 TITANIUM BRIDGE PLATES OF 110 AND 130 MM IN LENGTH SUBJECTED TO FOUR-POINT BENDING.** 2025. 59 pages. Master's dissertation (Professional Master's in Veterinary Clinics) – Center for Agricultural Sciences, State University of Londrina, Londrina, 2025.

The use of orthopedic implants in veterinary medicine has become a key tool in the surgical treatment of fractures in small animals. Among the available techniques, bridge plating with locking plates has stood out by preserving bone biology and providing relative stability. This dissertation presents its introduction and development in the theoretical framework chapter (Chapter 1), while Chapter 2 is structured as a scientific article. The study aimed to compare, through destructive four-point bending mechanical testing, the biomechanical behavior of 2.0 titanium bridge plates with lengths of 110 mm and 130 mm, fixed in polyurethane foam test specimens. Three main parameters were analyzed: apparent elastic limit load, elastic limit displacement, and stiffness. Group A (110 mm) showed an average of 42.6 N for load, 4.91 mm for displacement, and 8.71 N/mm for stiffness; Group B (130 mm) reached 40.4 N, 5.05 mm, and 8.03 N/mm, respectively. Statistical analysis using ANOVA revealed no significant differences between groups ($p > 0.05$). It is concluded that the variation in plate length did not significantly influence the biomechanical performance of the implants under the tested conditions, suggesting functional equivalence between both lengths within the adopted experimental model.

Key-words: veterinary orthopedics; osteosynthesis; locking plates; mechanical testing; bone fracture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Aspecto do corpo de prova composto de ERP.....	38
Figura 2 – A - Placa de titânio de 110 mm; B - Placa de titânio de 130 mm.....	38
Figura 3 – A – Parafuso sistema rosqueado cônico bloqueado de titânio de 2,0 de 16 mm de comprimento; B – Centro da cabeça do parafuso do tipo Torx T6; C - Ponta da chave de aperto com sistema Torx T6.....	39
Figura 4 – Broca em aço (1,5 mm de diâmetro) com seu respectivo guia de perfuração.....	39
Figura 5 – A - Demarcação das linhas, realizado com paquímetro digital para centralização dos implantes no corpo de prova; B – Corpo de prova e com os implantes fixados.....	40
Figura 6 – Chave de aperto com torque pré-estabelecido para 0,4 Nm.....	41
Figura 7 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais obtidas previamente aos testes mecânicos: A1 – projeção lateral dos modelos do Grupo A; A2 – projeção crâniocaudal dos modelos do Grupo A.....	41
Figura 8 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais obtidas previamente aos testes mecânicos: B1 – projeção lateral dos modelos do Grupo B; B2 – projeção crâniocaudal dos modelos do Grupo B.....	42
Figura 9 – Configuração proposta para os testes de compressão estática com quatro pontos: x - Eixo axial da placa metálica; y - Eixo vertical de aplicação da força; A - Roletes de aplicação da célula de carga; B - Roletes fixos de apoio; F - Célula de carga; 1 - Corpo de prova composto de ERP; 2 – Comprimento total do modelo experimental (210 mm); 3 - GAP entre os corpos de prova (20 mm); 4 - Distância entre o vão de carregamento (65 mm); 5 - Distância do vão central (30 mm); 6 - Ponto de teste; 7 - Comprimento da placa; 8 - Distância entre o eixo vertical de aplicação da força e o rolete de apoio (80 mm); 9 - Altura do corpo de prova de ERP (12 mm); 10 - Comprimento do parafuso (16 mm); 11 - Diâmetro do parafuso (2 mm); 12 - Comprimento do corpo de prova de ERP (95 mm).....	43
Figura 10 – Componentes do ensaio de compressão estática destrutiva: A – Máquina universal de ensaio EMIC®, modelo DL20000; B – Peça pré-fabricada para compressão dorsal em formato de “U” invertido; C – Modelo experimental durante o teste de compressão estática destrutiva.....	43

Figura 11 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) gerado pelo programa Microsoft® Excel®.	44
Figura 12 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) com os valores reajustados a partir de uma média ponderada dos valores obtidos pelo programa Microsoft® Excel®.	45
Figura 13 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) com os valores ajustados e apresentando o segmento linear da curva e sua respectiva equação gerados pelo programa Microsoft® Excel®.	46
Figura 14 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) com os valores ajustados e apresentando o segmento linear da curva e sua respectiva equação gerados pelo programa Microsoft® Excel®.	48
Figura 15 – A – Grupo experimental de placas de titânio 110 mm após os testes mecânicos; B – Grupo experimental de placas de titânio 130 mm após os testes mecânicos.	50
Figura 16 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais de 110 mm obtidas após os testes mecânicos: A1 – projeção lateral dos modelos do Grupo A; A2 – projeção crâniocaudal dos modelos do Grupo A.	50
Figura 17 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais de 130 mm obtidas após os testes mecânicos: B1 – projeção lateral dos modelos do Grupo B; B2 – projeção crâniocaudal dos modelos do Grupo B.	51
Figura 18 – Carga no limite elástico aparente do Grupo A (Titânio, 110 mm) e B (Titânio, 130 mm) em N. Observar a média do Grupo A (42,6 N) e do Grupo B (40,4 N).	52
Figura 19 – Deslocamento no limite elástico aparente do Grupo A (Titânio, 110 mm) e B (Titânio, 130 mm) em mm. Observar a média do Grupo A (4,91 mm) e do Grupo B (5,05 mm).	53
Figura 20 – Rigidez no limite elástico aparente do Grupo A (Titânio, 110 mm) e B (Titânio, 130 mm) em N/mm. Observar a média do Grupo A (8,71 N/mm) e do Grupo B (8,03 N/mm).	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores referentes ao experimento número 1 do Grupo A.	47
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al	Alumínio
AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
AO-VET	AO Veterinary
AO-ASIF	AO Association for the Study of Internal Fixation
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CV	Coeficiente de Variação
ERP	Espuma Rígida de Poliuretano
FEB	Faculdade de Engenharia Bauru
GAP	Quebra de continuidade
HV	Hospital Veterinário
L/E	Limite Elástico
MIPO	<i>Minimally invasive plate osteosynthesis</i>
mm	Milímetro
mm/min	Milímetros por minuto
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
Ncm	Newton-centímetro
Nm	Newton-metro
OBNT	<i>Open but don't touch</i>
ORIF	<i>Open reduction internal fixation</i>
PCF	<i>Pounds Per Cubic Foot</i>
SP	São Paulo
Ti	Titânio
UEL	Universidade Estadual de Londrina
UNESP	Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
V	Vanádio

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
θ	Ângulo
Δ	Diferença

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – REFERENCIAL TEÓRICO

1	Erro! Indicador não definido.
2	17
3	Erro! Indicador não definido.
4	19
5	20
5.1.	21
6	22
7	233
7.1.	23
8	Erro! Indicador não definido.
9	26
	26

CAPÍTULO 2 – ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

1	Erro! Indicador não definido.
2	36
2.1.	36
2.2.	36
3	37
4	37
4.1.	37
4.2.	37
4.3.	38
4.4.	39
4.5.	41
4.6.	42
4.7.	44
4.8.	49
5	49
5.1.	Erro! Indicador não definido.

5.2. 50

5.3. 51

6 54

7 58

Erro! Indicador não definido.

CAPÍTULO 1 – REFERENCIAL TEÓRICO

1 INTRODUÇÃO

No cenário atual da ortopedia veterinária, observa-se uma crescente demanda por soluções eficazes e seguras no tratamento de fraturas em pequenos animais, especialmente aquelas que acometem ossos longos e delgados. A incidência de fraturas desse tipo é alta na clínica cirúrgica de cães e gatos, sendo os principais mecanismos etiológicos relacionados aos traumas, como atropelamentos, quedas, agressões por outros animais, além de ferimentos por armas de fogo e traumas de origem não identificada em animais resgatados (CHITOLINA *et al.*, 2022; MARTINS; SCHMITT; SERAFINI, 2023). Estudos retrospectivos apontam o sistema musculoesquelético como o mais acometido entre os sistemas orgânicos, com predominância de lesões no fêmur, tíbia e fíbula, seguidos do rádio e da ulna (CRUZ-PINTO *et al.*, 2015; ABO-SOLIMAN; AHMED; FARGHALI, 2020).

Diante dessa realidade, o uso de implantes ortopédicos, especialmente as placas bloqueadas em função ponte, tem se consolidado como uma alternativa eficiente para proporcionar estabilidade relativa e preservar a biologia óssea durante o processo de consolidação óssea (PERREN, 2002; WAGNER, 2003). No entanto, ainda persiste uma limitação técnica relevante: a dificuldade em encontrar implantes que mantenham seu sistema original mesmo em maiores comprimentos, sem aumento do calibre (por exemplo, de 2,0 mm para 2,4 ou 2,7 mm), o que compromete sua aplicação em pacientes de pequeno porte com membros longos, delgados e com baixa cobertura tecidual. Nessas situações, o volume do implante pode dificultar a cobertura adequada por tecidos moles, aumentando o risco de exposição, osteomielite e outras complicações (TARKIN; SISKI; ZELLE, 2010; GOPAL *et al.*, 2000).

2 CONCEITOS ATUAIS DA CONSOLIDAÇÃO ÓSSEA

Sob os princípios fundamentais da Associação de Ortopedistas (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* - AO), a redução anatômica, a estabilidade da fixação, a preservação da vascularização e a mobilização funcional precoce guiaram a consolidação do conceito moderno de osteossíntese (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005), sendo que a aplicabilidade desses princípios foi fortalecida ao longo da segunda metade do século XX, possibilitando o entendimento aprofundado sobre o comportamento mecânico das fraturas e a definição de

estabilidade ideal conforme a localização, padrão e cominuição óssea (AUGAT; VON RÜDEN, 2018; PERREN, 2002). Tais avanços permitiram que, ao longo dos últimos dois séculos, a ortopedia se consolidasse sobre três pilares principais:

1. Estabilidade mecânica adequada, com distribuição e transferência segura das cargas (PERREN, 2002);
2. Preservação anatômica e biológica dos tecidos, garantindo vascularização e estímulo osteogênico local (AO FOUNDATION, 2010);
3. Promoção da consolidação óssea fisiológica, respeitando a cascata de cicatrização natural da fratura (AUGAT; VON RÜDEN, 2018).

Dentre os diversos métodos desenvolvidos com base nesses princípios, destaca-se a osteossíntese com placas bloqueadas com função ponte (KRETTEK *et al.*, 2001), técnica que utiliza o implante como um suporte mecânico para manter o comprimento ósseo e alinhamento dos segmentos ósseos fraturados, especialmente útil em fraturas diafisárias de traço simples ou cominutivas (GEORGE; VAUGHN; STANNARD, 2012).

3 CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS

A fim de unificar a comunicação entre profissionais, a AO-VET (AO Veterinary) adaptou a classificação de fraturas da AO-ASIF (AO Association for the Study of Internal Fixation) utilizada em humanos, para cães e gatos (POVEDA; ZARAGOZA, 2018). Esse sistema alfanumérico classifica os ossos longos em: 1 para úmero, 2 para rádio e ulna, 3 para fêmur e 4 para tíbia e fíbula; a localização da fratura é descrita como 1 (proximal), 2 (diáfise) e 3 (distal). A complexidade da fratura é designada por A (linha simples), B (cunha ou borboleta) e C (cominutiva), além de identificar fraturas expostas e com comprometimento tecidual (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005)

Outra abordagem de classificação complementar, leva em consideração a integridade das corticais, o osso afetado, a orientação das linhas de fratura, a possibilidade de redução anatômica, estabilidade intrínseca e os danos aos tecidos moles, bem como a exposição ao meio externo (MINTO; DIAS, 2022).

4 BIOLOGIA ÓSSEA: DA FRATURA À CICATRIZAÇÃO

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo que desempenha funções essenciais no organismo animal, como a proteção de órgãos vitais, a produção de células sanguíneas por meio da medula hematopoiética e o suporte estrutural necessário ao movimento, em associação com o sistema muscular (MESCHER, 2018). Além dessas funções, o osso atua como um importante reservatório de cálcio, fosfato e outros íons indispensáveis à manutenção da homeostase, regulada por mecanismos hormonais que envolvem a ação da paratireoide (PTH), da calcitonina e da vitamina D (GUYTON & HALL, 2021). A hipófise também participa desse processo durante o crescimento, por meio da secreção de somatotropina (GH), estimulando o fígado a produzir somatomedina-C (IGF-1). Esta, por sua vez, promove a proliferação condrocitária nas cartilagens epifisárias, etapa fundamental na osteogênese endocondral (ROSS; PAWLINA, 2020).

É importante salientar que a dinâmica do tecido ósseo é mantida por quatro tipos celulares principais, cuja atuação integrada permite a remodelação e a regeneração do osso (MARTINI *et al.*, 2015): os osteoblastos, responsáveis pela formação óssea; os osteócitos, que promovem sua manutenção; os osteoclastos, encarregados da reabsorção; e as células osteoprogenitoras, que originam as demais (ROSS; PAWLINA, 2020). Esses elementos interagem de maneira coordenada, respondendo a estímulos mecânicos e hormonais, o que permite a adaptação do esqueleto às exigências funcionais e a reparação de fraturas (LIEBICH, 2010).

O processo regenerativo do osso pode ocorrer por dois mecanismos distintos: ossificação intramembranosa ou endocondral (KARAPLIS, 2008). A escolha do caminho biológico depende, em grande parte, do grau de estabilidade do ambiente da fratura. Ambientes estáveis favorecem a ossificação direta, sem a intermediação cartilaginosa, enquanto fraturas em contextos de instabilidade tendem a formar um calo cartilaginoso, posteriormente transformado em osso por meio da ossificação endocondral (MARTINI; NATH; BARTHOLOMEW, 2015).

Do ponto de vista mecânico, o osso apresenta propriedades complexas: é um material anisotrópico e heterogêneo. Sua resistência é influenciada por diversos fatores, como a densidade mineral, o grau de maturidade, a direção e a taxa de

aplicação da carga, bem como pelo tipo de esforço mecânico imposto, tais como: compressão, tração, torção, flexão ou cisalhamento (FOSSUM, 2022).

Quanto à cicatrização óssea, esta pode ocorrer de forma direta ou indireta, dependendo principalmente do método de estabilização adotado (PERREN, 2002). A cicatrização direta, que ocorre sem formação de calo, é favorecida por técnicas que buscam a reconstrução anatômica precisa, como na osteossíntese anatômica (LIPPERT, 2011). Já a cicatrização indireta, caracterizada pela formação de calo ósseo, é estimulada por abordagens que respeitam a biologia da fratura, como a utilização de placas ponte pela técnica MIPO (KRETTEK *et al.*, 2001).

Diversos fatores poderão interferir diretamente no sucesso do processo de consolidação, incluindo idade do paciente, estado imunológico, vascularização local e o tipo específico de fratura (VALLEFUOCO *et al.*, 2016).

5 TIPOS DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS

A escolha adequada dos implantes é fundamental para a eficácia do tratamento de fraturas. Os ossos longos, como fêmur, tíbia, fíbula, rádio e ulna, apresentam características anatômicas e biomecânicas distintas, com canais medulares variáveis, curvaturas fisiológicas distintas e tensões regionais específicas (PIERMATTEI; FLO; DEWEY, 2019). A adaptação dos implantes a esses aspectos é essencial para a eficácia clínica e a longevidade da fixação (KRETTEK *et al.*, 2001; APLEY; SOLOMON, 2001).

A partir destas particularidades, buscou-se métodos de fixação interna utilizando-se de pinos, cerclagem, parafusos e placas de compressão dinâmica (DCP – *Dynamic Compression Plate*) objetivando uma máxima compressão interfragmentar das fraturas. Posteriormente, limitações biológicas observadas com esses implantes, fizeram com que principalmente as placas DCP sofressem modificações estruturais, resultando em uma placa de compressão dinâmica de contato limitado (LC-DCP – *Low Contact Dynamic Compression Plate*) que exigiam um menor contato íntimo com o periósteo, de forma a preservar a vascularização adjacente (MINTO; DIAS, 2022; PERREN, 2002).

Com o advento das placas bloqueadas houve um avanço importante para essa adequação óssea (KRETTEK *et al.*, 2001). Diferentemente das placas DCP e LC-

DCP, as placas bloqueadas não dependem do contato íntimo entre placa e o osso, funcionando como um sistema de fixação angular estável (PERREN, 2002).

Embora inicialmente não tenham sido concebidas para oferecer maior rigidez, sua principal vantagem reside na preservação biológica do osso e na redução da interferência com a irrigação óssea, um princípio central da osteossíntese moderna (SOMMER *et al.*, 2004).

No que diz respeito à fixação interna de fraturas, estudos retrospectivos envolvendo 421 cães demonstraram uma prevalência de 13,9% de uniões tardias, 0,7% de más uniões e 13,9% de não uniões, evidenciando a importância do refinamento técnico e da seleção criteriosa dos implantes (MARSHALL *et al.*, 2022).

Estudos sobre a composição, o formato, a biomecânica e a reação tecidual dos implantes buscam minimizar as variáveis que podem levar à falha, especialmente frente às exigências mecânicas e biológicas específicas de cada tipo de fratura (WUST *et al.*, 2008). A evolução dos métodos e sistemas de fixação caminhou junto com o entendimento da biomecânica óssea, dos mecanismos de fratura, das modalidades de implantes ortopédicos, das técnicas cirúrgicas existentes e dos ensaios mecânicos, que permitiram avaliar as falhas dos implantes sob cargas fisiológicas e simulações clínicas (AUGAT *et al.*, 2003; MATTA *et al.*, 2021).

5.1. NORMATIZAÇÃO E PADRONIZAÇÃO DE IMPLANTES: DA SEGURANÇA MECÂNICA À APLICABILIDADE CLÍNICA.

A normatização dos implantes ortopédicos é essencial para garantir a segurança e a eficácia dos dispositivos utilizados na fixação interna de fraturas. Especificações técnicas definidas por organismos reguladores, como a ASTM International (*American Society for Testing and Materials International*), orientam o desenvolvimento, a fabricação e a validação dos implantes metálicos, promovendo a padronização dos critérios de desempenho e resistência mecânica. A norma ASTM F543-23, por exemplo, estabelece os requisitos mínimos de projetos e ensaios para parafusos ósseos metálicos, incluindo dimensões, resistência ao torque e métodos de falha sob carga axial. Para parafusos com 2,0 mm de diâmetro, o valor mínimo de torque de inserção exigido é de 0,35 Nm (35 Ncm) (ASTM INTERNATIONAL, 2023).

Na prática, no entanto, é comum que estudos mecânicos utilizem valores superiores ao mínimo exigido para testar a resistência funcional dos parafusos em

condições mais próximas da realidade clínica. Ensaios com torque de 0,4 Nm (40 Ncm) são frequentemente relatados na literatura como forma de incorporar uma margem de segurança ao procedimento, reduzindo o risco de falha intraoperatória, (SAUNDERS, 2015). Essa estratégia é especialmente relevante considerando as limitações de controle manual do torque por parte do cirurgião (GAREB *et al.*, 2022).

Além de garantir integridade mecânica, a padronização dos implantes permite comparabilidade entre diferentes fabricantes, promovendo uniformidade nos testes de desempenho e facilitando a escolha de dispositivos com base em critérios técnicos objetivos (UHTHOFF; POITRAS; BACKMAN, 2006). Tais normas contribuem para a segurança do paciente e a previsibilidade dos resultados clínicos, onde o controle do torque e da estabilidade dos componentes implantáveis é crucial para o sucesso da osteossíntese (GAREB *et al.*, 2022).

6 ABORDAGENS CIRURGICAS ORTOPÉDICAS

A consolidação óssea passou a ser compreendida, a partir da década de 1990, não apenas como um processo mecânico, mas também biológico. A osteossíntese moderna incorporou princípios de preservação biológica, destacando o conceito de "fixação biológica" (GERBER, MAST, GANZ, 1990; PERREN, 2002), e promovendo estabilidade adequada ao strain da fratura (MINTO; DIAS, 2022).

Com o desenvolvimento de técnicas minimamente invasivas, a osteossíntese minimamente invasiva com placas (MIPO – *Minimally Invasive Plate Osteosynthesis*) passou a ser amplamente difundida. Contrapondo a outros métodos de acesso cirúrgico (ORIF – *Open reduction internal fixation* e OBNT – *Open but don't touch*) essa técnica permite a introdução submuscular da placa, sem necessidade de exposição direta do foco de fratura, preservando o hematoma fraturário e a vascularização periosteal (KRETTEK *et al.*, 2001; HUDSON; POZZI; LEWIS, 2009). Suas vantagens incluem menor tempo operatório, menor sangramento, menor risco de infecção e melhor preservação dos tecidos adjacentes (PEIRONE *et al.*, 2012; HUDSON; POZZI; LEWIS, 2009).

Nessa abordagem, a placa atua como um “ponteio” rígido entre os fragmentos, permitindo a formação de calo ósseo secundário sem interferência direta no foco de fratura (CRONIER, *et al.*, 2010). A técnica MIPO associada à redução indireta (por suspensão do membro, uso de tração gravitacional ou dispositivos externos),

apresenta resultados favoráveis (HUDSON; POZZI; LEWIS, 2009; ROVESTI *et al.*, 2006). Apesar de estudos demonstrarem que a execução da MIPO sem intensificadores de imagem mostrou-se viável com baixos índices de complicação (ROSA-BALLABEN *et al.*, 2017), sua adoção na rotina veterinária ainda encontra desafios, sendo a experiência do cirurgião e o planejamento pré-operatório cruciais para resultados satisfatórios (PEIRONE *et al.*, 2012).

Ainda que diferentes métodos de acesso para osteossíntese, como MIPO, ORIF e OBNT sejam aplicados na medicina veterinária, estudos comparativos com robustez estatística ainda são escassos. A principal limitação está na dificuldade de padronização do acompanhamento pós-operatório e dos métodos avaliativos (BOERO BARONCELLI *et al.*, 2012; POZZI *et al.*, 2013).

7 MATERIAIS IMPLANTÁVEIS

Por anos, o aço inoxidável 316L (ASTM F138-19) vem sendo amplamente utilizado para a produção de pinos, cerclagens, placas e parafusos, devido à sua fácil disponibilidade e manufatura, baixo custo, resistência química e mecânica e principalmente biocompatibilidade (CHEN; THOUAS, 2015; ASMT INTERNATIONAL, 2019).

No entanto, limitações quanto à biocompatibilidade e desempenho a longo prazo, observadas com maior ênfase na medicina humana do que na medicina veterinária (WÜST *et al.*, 2008), levaram à crescente busca e adoção de materiais com maior eficiência, como o titânio puro nas décadas de 1960–70 e de suas ligas a partir da década de 1980 (LONG; RACK, 1998).

O titânio passou a ser amplamente empregado nas últimas décadas, dada sua elevada biocompatibilidade, resistência à corrosão e módulo de elasticidade mais próximo ao do osso (LONG; RACK, 1998).

7.1. PROPRIEDADES DO TITÂNIO

O titânio, inicialmente considerado bioinerte, ganhou destaque na medicina após os estudos pioneiros de Per-Ingvar Brånemark, que comprovaram sua capacidade de osseointegração, ou seja, a formação de uma conexão direta entre o osso e a superfície do implante, sem interposição de tecido fibroso (BRÅNEMARK *et*

al., 1981). Tal característica favoreceu sua ampla aplicação em implantes ortopédicos e odontológicos, consolidando-se como um dos biomateriais de escolha nas últimas décadas (LONG; RACK, 1998).

Dentre as principais vantagens do titânio, destacam-se sua leveza e a resistência à corrosão imposta pelo ambiente biológico (LONG; RACK, 1998). Além disso, estudos realizados por Uthoff, Bardos e Liskova-Kiar (1981) evidenciaram maior formação de calo ósseo e menor enfraquecimento estrutural durante o remodelamento em comparação a placas de aço inoxidável, atribuídos à melhor resposta biológica e ao módulo de elasticidade mais compatível com o osso (UHTHOFF; FINNEGAN, 1983). Este módulo, em torno de 110 GPa, está mais próximo do osso cortical (15 GPa), diferindo do aço inoxidável (200 GPa) (MINTO; DIAS, 2022). Esse comportamento proporciona o que se denomina “construção elástica”, permitindo micro movimentações controladas entre os fragmentos ósseos. Tais micro movimentos, quando bem controlados, favorecem a cicatrização indireta por formação de calo, sendo um princípio essencial da estabilidade relativa na fixação moderna (PERREN, 2002).

Quando se trata de implantes cirúrgicos, a ductilidade do titânio e de suas ligas, especialmente o Ti-6Al-4V, amplamente utilizado, é um fator crítico para a segurança e durabilidade do dispositivo. A ductilidade permite que o material absorva energia e se deforme plasticamente antes da fratura, reduzindo o risco de falhas antes da cicatrização óssea. Estudos destacam que, em condições adequadas de processamento e tratamento térmico, ligas de titânio apresentam alongamento próximo de até 25%, o que favorece a adaptação anatômica e a resistência à fadiga (LIU et al., 2021; GEETHA et al., 2009). Por outro lado, defeitos microestruturais, como porosidade, inclusão de óxidos ou contaminação por hidrogênio durante a manufatura ou soldagem, podem atuar como iniciadores de trincas e comprometer a ductilidade, elevando o risco de propagação rápida de falhas sob cargas cíclicas (RAO et al., 2016). Além disso, ambientes biológicos podem induzir fragilização por hidrogênio, embora isso seja raro em superfícies bem toleradas em pacientes veterinários (ZHOU et al., 2019). Assim, o controle rigoroso da composição química, do tratamento superficial e da integridade microestrutural é essencial para que implantes em titânio mantenham ductilidade suficiente, resistência à fratura e excelente desempenho clínico a longo prazo.

A resistência ao escoamento, definida como o ponto de transição entre deformação elástica e plástica, é representada pelo afastamento da linearidade na curva tensão-deformação. Esse comportamento está relacionado à reorganização atômica irreversível no material (CALLISTER; RETHWISCH, 2016).

O módulo de elasticidade, ou módulo de Young, medindo entre 110 e 125 GPa estando em temperatura ambiente, expressa de forma direta a resistência do titânio à deformação elástica, conforme previsto pela Lei de Hooke (HOOKE, 1678; ASTM INTERNATIONAL, 2021).

O coeficiente de Poisson do titânio gira em torno de 0,34, indicando a proporção entre a deformação transversal e a longitudinal quando o material é submetido a uma carga axial. Este valor reforça a elasticidade tridimensional do material sob tensões ortopédicas (CALLISTER; RETHWISCH, 2016).

Outro atributo relevante do titânio é seu alto limite de fadiga, especialmente sob condições de carga cíclica e ambientes corrosivos. Essa resistência prolongada à propagação de trincas o torna ideal para aplicações ortopédicas de longa duração, em que os implantes são submetidos a repetidas solicitações mecânicas (GEETHA *et al.*, 2009).

8 ENSAIOS MECÂNICOS

No campo mecânico, compreender a relação entre micromovimentos no foco de fratura e estabilidade é essencial (CLAES; HEUGEBAERT; AUGAT, 2012). Os ensaios mecânicos atuam no avanço e no entendimento da ortopedia veterinária, pois permitem a avaliação dos implantes tanto de forma isolada quanto associados a outros métodos de estabilização (DALMOLIN *et al.*, 2013). Esses testes simulam forças de compressão, torção, flexão, tração e cisalhamento, auxiliando no desenvolvimento e validação de dispositivos mais eficazes (DALMOLIN *et al.*, 2013; MESQUITA *et al.*, 2010).

Modelos de análise por elementos finitos podem complementar esses estudos, possibilitando simulações detalhadas das distribuições de carga e deslocamento nos implantes e nos ossos simulados, otimizando o design e a resposta antes de sua aplicação *in vivo* (GUO *et al.*, 2024; BIAZZI *et al.*, 2020).

Atualmente, reconhece-se que a estabilidade relativa, que permite movimentação interfragmentar controlada, é benéfica para a formação de calo e a

cicatrização óssea indireta (CLAES *et al.*, 1997; PERREN, 2002). Isso contrasta com a antiga abordagem da estabilidade absoluta, que visava uma fixação rígida, hoje associada à maior incidência de necrose e atraso na consolidação (UHTHOFF *et al.*, 2006).

Estudos comparativos entre titânio e aço mostram que, devido ao menor módulo de elasticidade do titânio, há uma redução da rigidez estrutural, favorecendo a esse movimento interfragmentar e a essa osteogênese indireta (UHTHOFF; FINNEGAN, 1983; LONG; RACK, 1998). Isso evidencia a superioridade do titânio em contextos clínicos onde a biologia da fratura deve ser respeitada para um bom prognóstico cirúrgico.

9 OBJETIVO DO ESTUDO

Nesse contexto, este estudo teve como objetivo analisar, por meio de ensaios mecânicos destrutivos com flexão estática apoiado em quatro pontos, o comportamento mecânico de placas bloqueadas de titânio 2,0 mm com dois comprimentos distintos (110 mm e 130 mm), fixadas em corpos de prova de espuma rígida de poliuretano, conforme modelo padronizado de substituto ósseo. Através da análise da carga, deslocamento e rigidez no limite elástico aparente, buscou-se avaliar se o aumento da área de trabalho comprometeria a resistência à flexão das placas, o que teria implicações clínicas importantes na escolha do implante mais adequado em pacientes com características anatômicas específicas, contribuindo para uma abordagem mais individualizada e eficaz no tratamento.

REFERÊNCIAS

- ABDELGAWAD, A. A.; SIEG, R. N.; LAUGHLIN, M. D.; SHUNIA, J.; KANLIC, E. M. Submuscular bridge plating for complex pediatric femur fractures is reliable. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 471, n. 9, p. 2797–2807, 29 Mar. 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11999-013-2931-9>. Acesso em: 15 fev. 2025.
- ABO-SOLIMAN, A. A. M.; AHMED, A. E.; FARGHALI, H. A. M. A. Incidence of appendicular bone fracture in dogs and cats: retrospective study at Veterinary Hospital of Cairo University and some private clinics in Egypt. *World's Veterinary Journal*, v. 10, n. 4, p. 638–652, 25 dez. 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.29252/scil.2020.wvj77>. Acesso em: 10 jan. 2025.

ALBREKTSSON, T.; BRÅNEMARK, P.; HANSSON, H.; LINDSTRÖM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, [S.l.], v. 52, p. 155–170, 1981. Disponível em: <https://actaorthop.org/actao/article/view/28819>. Acesso em: 12 abr.2025.

ANDRADE, M. C.; AZNAR, I. R.; BRUNNBERG, M.; SLUNSKY, P. Indications for the removal of implants after fracture healing: A comparison between human and veterinary medicine. *Veterinární Medicina*, v. 68, n. 7, p. 259–270, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.17221/52/2023-VETMED>. Acesso em: 29 jul. 2025.

AO FOUNDATION. *AO principles of fracture management*. 2. ed. Davos, Switzerland: AO Publishing, 2010.

APLEY, T. C. R.; SOLOMON, L. *Apley's System of Orthopaedics and Fractures*. 8. ed. London: Hodder Arnold, 2001.

ASTM INTERNATIONAL. ASTM F543-23: Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2023. Disponível em: <https://compass.astm.org/document/?contentCode=ASTM%7CF0543-23%7Cen-US>. Acesso em: 15 jan. 2025.

ASTM INTERNATIONAL. Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673). ASTM F138-19. West Conshohocken, PA, 2019. Disponível em: <https://compass.astm.org/document/?contentCode=ASTM%7CF0138-19%7Cen-US>. Acesso em: 15 jan. 2025.

ASTM INTERNATIONAL. *Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)*. ASTM F136-13(2021)e1. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2021. Disponível em: <https://compass.astm.org/document/?contentCode=ASTM%7CF0136-13R21E01%7Cen-US>. Acesso em: 1 ago. 2025.

AUGAT, P.; BURGER, J.; SCHORLEMMER, S.; HENKE, T.; PERAUS, M.; CLAES, L. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 21, p. 1011–1017, 2003. Disponível em: [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/S0736-0266\(03\)00098-6](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/S0736-0266(03)00098-6). Acesso em: 15 jan. 2025.

AUGAT, P.; VON RÜDEN, C. Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury*, Amsterdam, v. 49, supl. 1, p. S2–S7, 2018. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(18\)30294-8](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(18)30294-8). Acesso em: 8 jan. 2025.

BIAZZI, L.; BOLZAN, A. M.; BOLZAN, D. W.; GOMES, P. S.; OLIVEIRA, R. S.; SANTOS, P. S.; RIBEIRO, L. A.; MORAES, M. P.; PEREIRA, A. F.; SILVA, F. S. Biomechanical comparison of the non-locking bone plate, locking bone plate, and double-rod clamp internal fixation in a canine femoral model. *Journal of Veterinary Science*, [S. l.], v. 21, n. 1, e10, 2020. Disponível em: <https://veterinaryworld.org/Vol.18/April-2025/3.php>. Acesso em: 20 jun. 2025.

BOERO BARONCELLI, A.; PEIRONE, B.; WINTER, M. D.; REESE, D. J.; POZZI, A. Retrospective comparison between minimally invasive plate osteosynthesis and open plating for tibial fractures in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, [s.l.], v. 25, n. 5, p. 410–417, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.3415/VCOT-11-07-0097>. Acesso em: 27 jul. 2025.

BRAMMER, K. S.; LEE, D.; JIN, S. Nanostructured surfaces for orthopedic and dental implants: improving osseointegration. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v. 67, n. 1–4, p. 1–37, 2010.

CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. Propriedades mecânicas dos metais. In: CALLISTER, William D.; RETHWISCH, David G. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Tradução de Sergio Murilo Stamile Soares. 9. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2016. cap. 6, p. 182–225.

CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v. 87, p. 1–57, jan. 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>. Acesso em: 9 jul. 2025.

CHITOLINA, T.; SCHONS, L. C.; DUNKER, E. C.; SANTOS, A. A.; SERAFINI, G. M. C. Fraturas apendiculares em cães e gatos: casuística. *Ciência Animal*, Fortaleza, v. 32, n. 1, p. 45–54, jan./mar. 2022. Disponível em: <https://revistas.uece.br/index.php/cienciaanimal/article/view/9444/7622>. Acesso em: 6 jan. 2025.

CLAES, L.; BLUMER, M.; AUGAT, P.; SCHORLEMMER, S.; HENKE, T.; PERAUS, M. Conditions for primary and secondary bone healing. *Injury*, v. 28, supl. 2, p. B6–B13, 1997.

CLAES, L.; HEUGEBAERT, M.; AUGAT, P. Biomechanical principles and their application in bone healing. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, v. 3, p. 1–7, 2012.

CRONIER, P.; PIÉTU, G.; DUJARDIN, C.; BIGORRE, N.; DUCELLIER, F.; GERARD, R. The concept of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Paris, v. 96, supl. 4, p. S17–S36, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.03.008>. Acesso em: 5 jul. 2025.

CRUZ-PINTO, C. E.; STOPIGLIA, A. J.; MATERA, J. M.; ARNONI, F. I. Análise da casuística das afecções cirúrgicas observadas na Clínica Cirúrgica de Pequenos Animais da FMVZ-USP no período de 1988 a 2007. *Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science*, São Paulo, v. 52, n. 1, p. 41–47, 2015. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/bjvras/article/view/64253/96296>. Acesso em: 6 jan. 2025.

DALMOLIN, F.; PINTO FILHO, S. T. L.; CORTES, A. M.; BRUN, M. V.; CAUDURO, C. R.; SCHOSSLER, J. E. W. Biomecânica óssea e ensaios mecânicos: fundamentos teóricos / Bone biomechanics and biomechanics essays: theoretical foundations. *Ciência Rural*, Santa Maria, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, set. 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0103-84782013000900022>. Acesso em: 23 jun. 2025.

FOSSUM, T. W. *Small Animal Surgery*. 5. ed. St. Louis: Elsevier, 2019. ISBN 978-0323443449.

GAREB, B.; VAN MUNSTER, V. D. M.; DIJKSTRA, P. U.; BOS, R. R. M.; VISSINK, A.; VAN BAKELEN, N. B.; VAN MINNEN, B. Reliability and accuracy of the torque

applied to osteosynthesis screws by maxillofacial surgeons and residents. *Scientific Reports*, [s. l.], v. 12, p. 14411, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18718-7>. Acesso em: 27 jul. 2025.

GEETHA, M.; SINGH, A. K.; ASOKAMANI, R.; GOGIA, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, v. 54, n. 3, p. 397–425, 2009. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0079642508001126?via%3Di> hub. Acesso em: 28 jul. 2025.

GEETHA, M.; SINGH, A. K.; ASOKAMANI, R.; GOGIA, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, v. 54, p. 397–425, 2009. Acesso em: 10 set. 2025.

GEORGE, A.; VAUGHN, J.; STANNARD, J. P. Locked plating techniques in orthopaedic trauma. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances*, v. 21, n. 2, p. 80–89, 2012.

GERBER, Christian; MAST, J. W.; GANZ, R. Biological internal fixation of fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 109, p. 295–303, 1990. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00636165>. Acesso em: 5 jun. 2025.

GOPAL, S.; MAJUMDER, S.; BATCHELOR, A. G. B.; KNIGHT, S. L.; DE BOER, P.; SMITH, R. M. Fix and flap: the radical orthopaedic and plastic treatment of severe open fractures of the tibia. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, [S. l.], v. 82, n. 7, p. 959–966, set. 2000. Disponível em: <https://boneandjoint.org.uk/Article/10.1302/0301-620X.82B7.0820959>. Acesso em: 6 fev. 2025.

GUO, Z.; GUO, Y.; WANG, Y.; BI, Y.; DENG, Y.; CAO, Y.; HUANG, M. Finite element analysis of the treatment of a minimally invasive approach combined with a novel anatomical locking plate for scapular body fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 19, n. 410, 17 jul. 2024. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1186/s13018-024-04905-7>. Acesso em: 10 jul. 2025.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 14. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2021.

HOOKE, R. *Lectures de Potentia Restitutiva, or, Of Spring: Explaining the Power of Springing Bodies*. London: Printed for John Martyn, 1678.

HUDSON, C. C.; POZZI, A.; LEWIS, D. D. Minimally invasive plate osteosynthesis: applications and techniques in dogs and cats. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, v. 22, p. 175–182, 2009. Disponível em: <https://www.thieme-connect.de/products/ejournals/abstract/10.3415/VCOT-08-06-0050>. Acesso em 12 abr. 2025.

JOHNSON, A. L.; HOULTON, J. E. F.; VANNINI, R. *AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat*. Davos: AO Publishing (Thieme), 2005.

KARAPLIS, A. C. *Embryonic development of bone and regulation of intramembranous and endochondral bone formation*. In: BILEZIKIAN, J. P.; RAISZ, L. G.; RODAN, G. A. (Ed.). *Principles of bone biology*. 2. v. 3. ed. San Diego: Academic Press, 2008. cap. 4, p. 53–84. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780123738844000252?via%3DiHub>. Acesso em: 13 abr. 2025.

KRETTEK, C.; MÜLLER, M.; MICLAU, T.; KLEIN, J.; STADLER, J. Biomechanical evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in a proximal humerus fracture model. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 15, n. 6, p. 423–429, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005131-200111000-00001>. Acesso em: 28 jul. 2025.

LIEBICH, H-G. Anatomia dos animais domésticos: texto e atlas colorido. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2011. Acesso em: 10 set. 2025.

LIPPERT, H. *Anatomia: texto e atlas*. 4. ed. Tradução de Maria de Fátima Azevedo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

LIU, Y. et al. Influence of microstructure and texture on tensile properties of Ti-6Al-4V alloy fabricated by selective laser melting. *Materials Science and Engineering A*, v. 802, p. 140630, 2021. Acesso em: 10 set. 2025.

LONG, M.; RACK, H. J. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective. *Biomaterials*, v. 19, n. 18, p. 1621–1639, 1998. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0142961297001464?via%3DiHub>. Acesso em: 8 jun. 2025.

MARSHALL, W. G.; KNAPP, D. S.; SMITH, S. A.; WAGSTAFF, M. J. D.; SMITH, M. M.; JOHNSON, P. J. Delayed union, non-union and mal-union in 442 dogs. *Veterinary Surgery*, v. 51, n. 7, p. 1087–1095, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/vsu.13880>. Acesso em: 8 jan. 2025.

MARTINI, F. H.; NATH, J. L.; BARTHOLOMEW, E. F. *Fundamentals of anatomy & physiology*. 10. ed. Boston: Pearson, 2015.

MARTINS, T. S.; SCHIMITT, B.; SERAFINI, G. M. C. Fraturas apendiculares em cães e gatos: métodos de tratamento e desfechos. *Ciência Animal*, v. 33, n. 1, p. 79–85, 2023. Disponível em: <https://revistas.uece.br/index.php/cienciaanimal/article/view/10489/8964>. Acesso em: 6 jan. 2025.

MATTA, R. E.; RIEGGER, K.; TRÄGLER, H.; ADLER, W.; EITNER, S.; WICHMANN, M.; MOTEL, C. Establishment of a new biomechanical measurement method for surface deformation of bone by force application via dental implants—a pilot study. *Applied Sciences*, [S.l.], v. 11, n. 16, p. 7568, 2021. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/16/7568>. Acesso em: 07 jun. 2025.

MESCHER, A. L. *Junquiera's Basic Histology: Text and Atlas*. 15. ed. New York: McGraw-Hill Education, 2018.

MESQUITA, L. R.; CAMPOS, R.; BARBOSA, F.; SOUSA, J. P.; ALMEIDA, T. Estudo comparativo de forças sobre fraturas femorais estabilizadas com métodos combinados em cães. In: CONGRESSO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE LAVRAS – UFLA, 19., 2010, Lavras. Anais... Lavras: UFLA, 2010.

MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. G. (org.). *Tratado de ortopedia de cães e gatos*. v. 1. São Paulo: MedVet, 2022.

PEIRONE, B.; ROVESTI, G. L.; BOERO BARONCELLI, A.; PIRAS, L. *Minimally invasive plate osteosynthesis fracture reduction techniques in small animals. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, [S.l.], v. 42, n. 5, p. 873–895, set. 2012. Disponível em: <https://www.em-consulte.com/article/758105/article/minimally-invasive-plate-osteosynthesis-fracture-r>. Acesso em: 1 ago. 2025.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery – British Volume*, v. 84-B, n. 8, p. 1093–1110, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B8.13752>. Acesso em: 15 jun. 2025.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L.; DEWEY, C. W. *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*. 5. ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell, 2019.

POVEDA, J. M. C.; ZARAGOZA, M. R. *Manual prático de traumatologia e ortopedia em pequenos animais*. 1. ed. São Paulo: MedVet, 2018.

POZZI, A.; HUDSON, C. C.; GAUTHIER, C. M.; LEWIS, D. D. Retrospective comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures in dogs. *Veterinary Surgery*, [s.l.], v. 42, p. 19–27, 2013. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1532-950X.2012.01009.x>. Acesso em: 27 jul. 2025.

RAO, K. P.; CHEN, Y.; MIRACLE, D. B. Fatigue behavior of titanium alloys in biomedical applications. *International Materials Reviews*, v. 61, n. 8, p. 476–490, 2016. Acesso em: 10 set. 2025.

ROSA BALLABEN, N. M.; SANTOS, P. C.; CASSU, R. N.; RUIZ, J. R.; RIGO, S. J. Osteossíntese minimamente invasiva com placa bloqueada (MIPO) sem a utilização de intensificadores de imagem nas fraturas de tíbia em cães. *Arquivos Brasileiros de Medicina Veterinária e Zootecnia*, v. 69, n. 2, p. 347–354, 2017. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/169731>. Acesso em: 12 de jul. 2025.

ROSS, M. H.; PAWLINA, W. *Histology: a text and atlas: with correlated cell and molecular biology*. 8. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2020.

ROVESTI, G. L.; MARGINI, A.; CAPPELLARI, F.; PEIRONE, B. Clinical application of intraoperative skeletal traction in the dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, v. 19, p. 14–19, 2006. Disponível em: <https://www.thieme-connect.de/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0038-1632968>. Acesso em: 12 jul. 2025.

SAUNDERS, M. M. Additional Considerations in a Biomechanics Test. In: SAUNDERS, M. M. *Mechanical Testing for the Biomechanics Engineer: A Practical Guide*. Cham: Springer, 2015. Cap. 6, p. 163–188. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-3-031-01662-2_6. Acesso em: 20 jul. 2025.

SOMMER, C.; GAUTIER, E.; MÜLLER, M.; HELFET, D. L.; WAGNER, M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*, v. 34, supl. 2, p. B43–B54, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2003.09.024>. Acesso em: 25 jun. 2025.

TARKIN, I. S.; SISK, P. A.; ZELLE, B. A. Soft Tissue and Biomechanical Challenges Encountered with the Management of Distal Tibia Nonunions. *Orthopedic Clinics of North America*, [S.l.], v. 41, n. 1, p. 119–126, jan. 2010. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0030589809000686?via%3Dihub>. Acesso em: 13 fev. 2025.

UHTHOFF, H. K.; BARDOS, D. I.; LSKOVA-KIAR, M. The advantages of titanium alloy over stainless steel plates for the internal fixation of fractures: an experimental study in dogs. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, v. 63-B, n. 3, p. 427–484, 1981. Disponível em: <https://boneandjoint.org.uk/article/10.1302/0301-620X.63B3.7263759>. Acesso em: 02 jul. 2025.

UHTHOFF, H. K.; FINNEGAN, M. The effects of metal plates on post-traumatic remodelling and bone mass. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, v. 65-B, p. 72–78, 1983. Disponível em: <https://boneandjoint.org.uk/Article/10.1302/0301-620X.65B1.6822605>. Acesso em: 8 jun. 2025.

UHTHOFF, H. K.; POITRAS, P.; BACKMAN, D. S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*, v. 11, n. 2, p. 118–126, 2006. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0949265815325793?via%3Dihub>. Acesso em: 08 jun. 2025.

VALLEFUOCO, R.; DI GIANCAMILLO, G. G.; PIPIA, M.; FANTASIA, A.; GRASSI, Giuseppe G.; STAFFIERI, F. Complications of appendicular fracture repair in cats and small dogs using locking compression plates. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, v. 29, p. 46–52, 2016. Disponível em: <https://www.thieme-connect.de/products/ejournals/abstract/10.3415/VCOT-14-09-0146>. Acesso em: 10 jun. 2025.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, [S. l.], v. 34, supl. 2, p. B31–B42, nov. 2003. Disponível em: [https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383\(03\)00381-4/abstract](https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383(03)00381-4/abstract). Acesso em: 6 fev. 2025.

WÜST, S.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GÄCHTER, A.; KÜSTER, M. Biomechanical analysis of four different plating techniques for the osteosynthesis of supracondylar femur fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 22, n. 9, p. 624–629, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e318182fa7f>. Acesso em: 28 jul. 2025.

ZHOU, Y. L.; NIINOMI, M.; AKAHORI, T. Effects of hydrogen absorption on mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering C*, v. 99, p. 1127–1135, 2019. Acesso em: 10 set. 2025.

CAPÍTULO 2 – ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

RESUMO

DORTH, H.O. **DESEMPENHO MECÂNICO DE PLACAS EM PONTE DE TITÂNIO 2,0 DE 110 E 130 MM DE COMPRIMENTO, SUBMETIDAS A FLEXÃO SOB QUATRO PONTOS**. 2025. 26 folhas. Dissertação de Mestrado (Mestrado Profissional em Clínicas Veterinárias) – Centro de Ciências Agrárias, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2025.

No cenário atual da ortopedia veterinária, observa-se uma ampla variedade de implantes disponíveis para o tratamento de fraturas em ossos longos e delgados. No entanto, ainda persiste uma limitação importante: a dificuldade em encontrar placas que mantenham sua espessura original mesmo quando se exige um maior comprimento, sem que isso implique no aumento do sistema do implante — por exemplo, da versão 2,0 para 2,4 ou 2,7 mm. Essa questão se agrava em pacientes com membros longos e delgados, associados a uma baixa cobertura tecidual. O desafio técnico, portanto, é encontrar implantes que ofereçam estabilidade mecânica, sem comprometer as dimensões tanto do implante como do espaço de implantação da placa. Diante dessa realidade o estudo teve como objetivo comparar, por meio de ensaio mecânico destrutivo sob flexão com quatro pontos, o comportamento mecânico de placas ponte de titânio 2,0 com comprimentos de 110 mm e 130 mm, fixadas em corpos de prova confeccionados com espuma rígida de poliuretano. Foram analisados três parâmetros principais no limite elástico aparente: carga, deslocamento e rigidez. O Grupo A (110 mm) apresentou média de 42,6 N na carga, 4,91 mm de deslocamento e 8,71 N/mm de rigidez; o Grupo B (130 mm) obteve 40,4 N, 5,05 mm e 8,03 N/mm, respectivamente. A análise estatística por ANOVA não identificou diferenças significativas entre as comparações ($p > 0,05$). Conclui-se que a variação de comprimento entre os dois modelos de placas não exerceu influência relevante sobre o desempenho mecânico dos implantes sob as condições testadas, sugerindo equivalência funcional entre ambos os comprimentos no modelo experimental adotado.

Palavras-chave: ortopedia veterinária; cobertura tecidual; placas ponte; ensaio mecânico; ossos longos.

ABSTRACT

DORTH, H. O. **MECHANICAL PERFORMANCE OF 2.0 TITANIUM BRIDGE PLATES OF 110 AND 130 MM IN LENGTH SUBJECTED TO FOUR-POINT BENDING.** 2025. 26 pages. Master's dissertation (Professional Master's in Veterinary Clinics) – Center for Agricultural Sciences, State University of Londrina, Londrina, 2025.

In the current scenario of veterinary orthopedics, there is a wide variety of implants available for the treatment of fractures in long and slender bones. However, a significant limitation persists: the difficulty in finding plates that maintain their original thickness even when greater length is required, without increasing the implant system — for example, from the 2.0 mm to the 2.4 or 2.7 mm versions. This issue is particularly critical in patients with long and thin limbs, associated with low soft tissue coverage. The technical challenge, therefore, is to find implants that offer mechanical stability without compromising the dimensions of both the implant and the available space for plate placement. Given this context, the present study aimed to compare, through destructive four-point bending mechanical testing, the mechanical behavior of 2.0 mm titanium bridge plates with lengths of 110 mm and 130 mm, fixed on test specimens made of rigid polyurethane foam. Three main parameters were analyzed at the apparent elastic limit: load, displacement, and stiffness. Group A (110 mm) showed an average of 42.6 N for load, 4.91 mm for displacement, and 8.71 N/mm for stiffness; Group B (130 mm) presented 40.4 N, 5.05 mm, and 8.03 N/mm, respectively. Statistical analysis using ANOVA indicated no significant differences between groups ($p > 0.05$). It is concluded that the length variation between the two plate models did not significantly influence the biomechanical performance of the implants under the tested conditions, suggesting functional equivalence between both lengths in the adopted experimental model.

Key-words: veterinary orthopedics; soft tissue coverage; bridging plates; biomechanical testing; long bones.

1 INTRODUÇÃO

As fraturas de ossos longos estão entre as principais causas de intervenção cirúrgica na ortopedia veterinária, com destaque para o uso de placas bloqueadas aplicadas em função ponte, que promovem estabilidade relativa sem comprometer a vascularização local, favorecendo a consolidação óssea (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005; GEORGE; VAUGHN; STANNARD, 2012). Essa técnica permite que o implante atue como um suporte mecânico sobre o foco da fratura, reduzindo a necessidade de compressão direta entre a placa e o osso (PERREN, 2002; SOMMER *et al.*, 2004).

A escolha do comprimento da placa é um fator determinante no comportamento mecânico do sistema de fixação, influenciando diretamente sua rigidez e distribuição de cargas (KRETTEK *et al.*, 2001; WUST *et al.*, 2008). Placas mais longas ampliam a área de trabalho, o que pode diminuir a rigidez global da montagem, enquanto placas mais curtas concentram tensões, potencialmente aumentando a resistência local à deformação (AUGAT; VON RÜDEN, 2018). No entanto, a literatura ainda carece de estudos comparativos que avaliem, sob condições controladas, o impacto mecânico dessa variação linear em montagens padronizadas.

2 OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Comparar o desempenho mecânico de placas ponte bloqueadas de titânio 2,0 com comprimentos de 110 mm e 130 mm, submetidas a ensaio de flexão destrutiva em quatro pontos, utilizando modelos experimentais padronizados, com potencial de viés para uso em pacientes veterinários de pequeno porte com ossos longos e delgados.

2.2. Objetivos específicos

1. Comparar a carga máxima, o deslocamento e a rigidez no limite elástico aparente entre placas de 110 mm e 130 mm.

2. Verificar a existência de diferenças significativas entre os dois comprimentos de placa quanto ao desempenho mecânico.

3 JUSTIFICATIVA

O estudo se justifica por possibilitar a compreensão da aplicabilidade clínica das placas de titânio 2,0 de 130 mm nas osteossínteses em função ponte de ossos longos e delgados, com pouca cobertura de tecidos moles em cães e gatos. Tal investigação é relevante, considerando que o mercado atual oferece poucas opções capazes de atender às variações anatômicas dos pacientes, o que frequentemente representa um grande desafio para os cirurgiões durante a correção de fraturas nas condições apresentadas.

4 DESENVOLVIMENTO

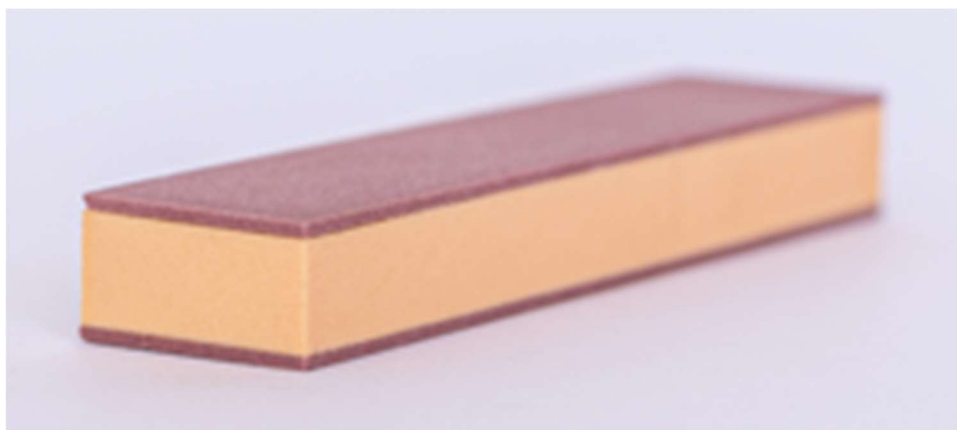
4.1. Locais de desenvolvimento dos estudos

A montagem de todos os modelos experimentais e a realização das radiografias, foram desenvolvidas nas dependências físicas do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina (HV - UEL). A execução dos ensaios mecânicos dos modelos experimentais já montados, foram realizados na Faculdade de Engenharia Bauru (FEB) no Departamento de Engenharia Mecânica (UNESP - Bauru - SP).

4.2. Corpos de prova

Os corpos de prova utilizados (Figura 1) apresentavam em sua composição medular espuma rígida de poliuretano (ERP) com densidade de 30 libras por pé cúbico (PCF) ($0,48 \text{ g/cm}^3$) e camada de 1mm de cortical com 40 PCF ($0,96 \text{ g/cm}^3$), totalizando 95 mm de comprimento, 22,5 mm de largura e 12 mm de altura. Para cada modelo experimental foram utilizados dois corpos de prova.

Figura 1 – Aspecto do corpo de prova composto de ERP.

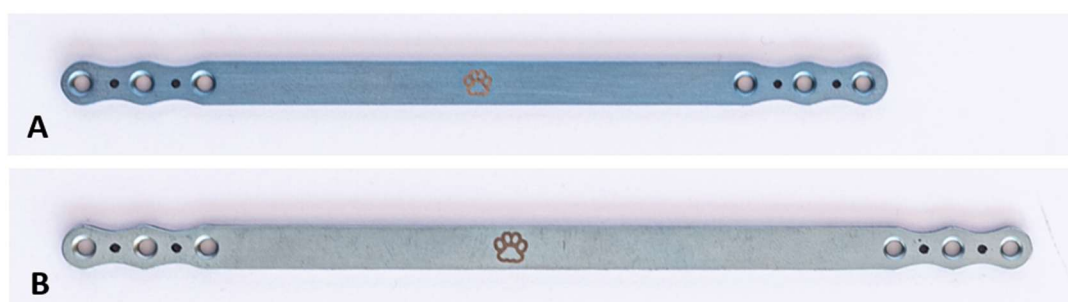


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3. Implantes utilizados

Foram produzidos 12 modelos experimentais, utilizando placas de titânio implantável (ASTM F136 – Ti-6Al-4V) ou também conhecido como “Titânio Grau 5”, divididos em dois grupos; o Grupo A, composto de seis placas de 110 mm (Figura 2A) e o Grupo B, contendo seis placas de 130 mm (Figura 2B), ambos possuindo 2,0 mm de espessura, contendo três orifícios distais e três orifícios proximais de bloqueio circular e ponte de 70 mm e 90 mm, respectivamente.

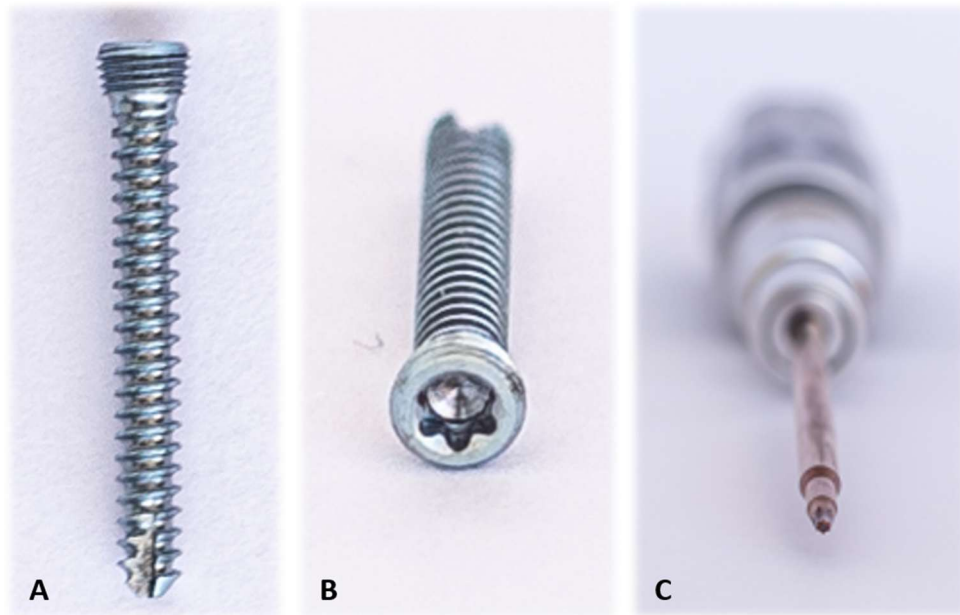
Figura 2 – A - Placa de titânio de 110 mm; B - Placa de titânio de 130 mm.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a montagem dos modelos, foram utilizados, em ambos os tipos de protótipos, seis parafusos bicorticais de titânio do mesmo material (Figura 3A), apresentando 2 mm de diâmetro externo, 16 mm de comprimento e 1,4 mm de diâmetro interno, com cabeça para encaixe de chave do tipo Torx T6 (Figuras 3B e 3C).

Figura 3 – A – Parafuso sistema rosqueado cônico bloqueado de titânio de 2,0 de 16 mm de comprimento; B – Centro da cabeça do parafuso do tipo Torx T6; C - Ponta da chave de aperto com sistema Torx T6.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a colocação dos parafusos, utilizou-se uma broca de aço de 1,5 mm de diâmetro e um guia de perfuração correspondente ao sistema 2,0, rosqueado nos orifícios de bloqueio das placas (Figura 4).

Figura 4 – Broca em aço (1,5 mm de diâmetro) com seu respectivo guia de perfuração.



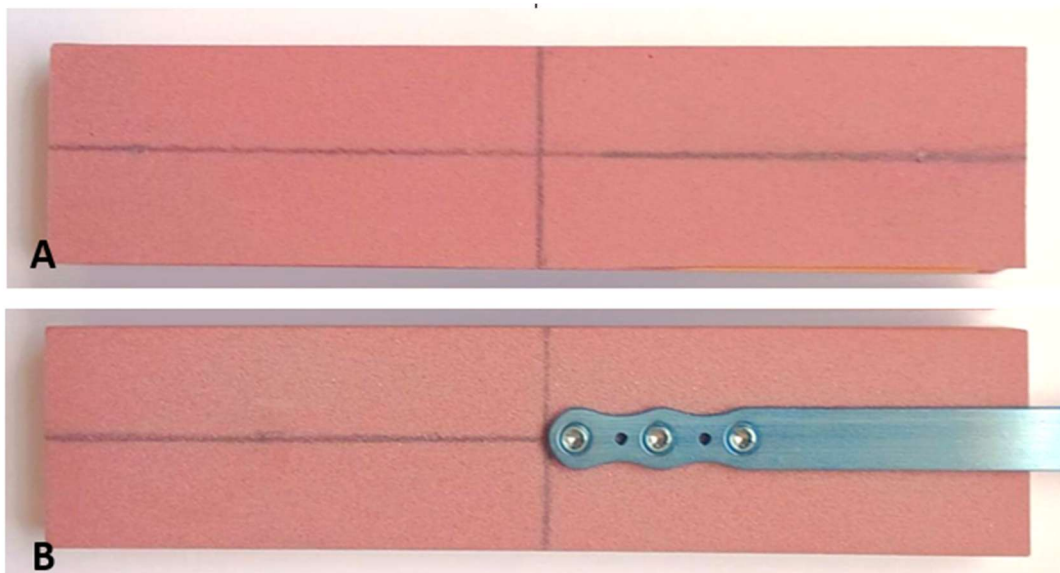
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4. Montagem dos modelos experimentais

Para cada montagem, foram utilizados dois corpos de prova fixados em uma morsa com uma quebra de continuidade (GAP) de 20 mm entre eles. As placas foram centralizadas nos corpos de prova com auxílio de duas linhas perpendiculares feitas

a lápis (Figura 5A), dividindo assim, os corpos de prova em um plano sagital que produziu duas faces simétricas de 11,25 mm, e outro transversal, onde permitiu à delimitação do bloco em duas porções, uma porção proximal e outra distal de 50 e 45 mm e 40 e 55 mm, com objetivo de fixar as placas de 110 e 130 mm, respectivamente, adequando a fixação dos parafusos conforme a figura 5B. Todas as montagens foram padronizadas por meio paquímetro digital, planejadas e executadas pela mesma pessoa iniciando sempre pela colocação dos parafusos distais em ambos os corpos de prova e, em seguida, dos outros dois parafusos proximais em relação ao GAP.

Figura 5 – A - Demarcação das linhas, realizado com paquímetro digital para centralização dos implantes no corpo de prova; B – Corpo de prova com os implantes fixados.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Todos os parafusos inseridos nos sistemas, receberam o mesmo torque de forma padronizada até o limite permitido pelo torquímetro, calibrado para 0,4 N.m (Figura 6), equipamento esse, produzido pela mesma empresa fornecedora dos implantes testados, seguindo as normas da ASTM F543-17.

Figura 6 – Chave de aperto com torque pré-estabelecido para 0,4 Nm.

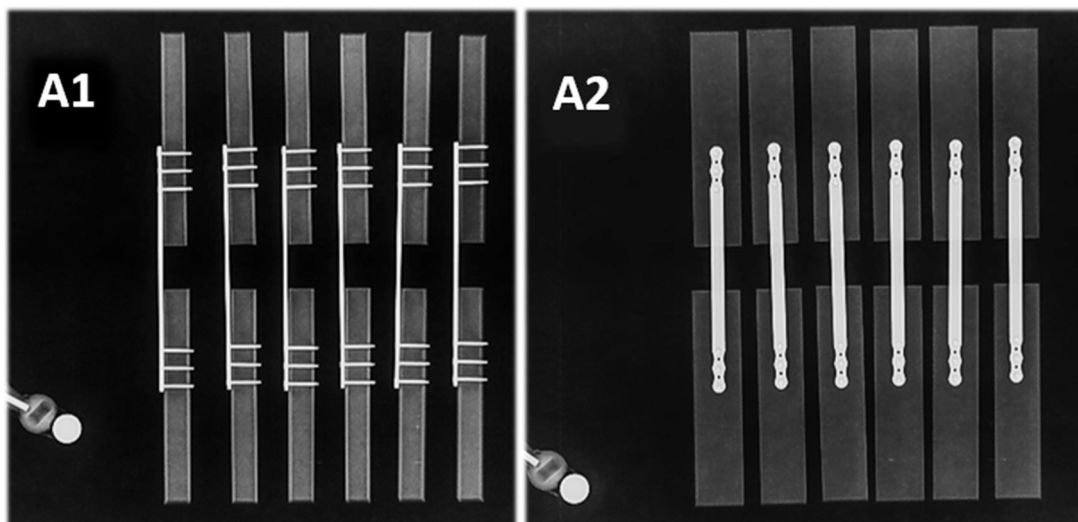


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5. Avaliação radiográfica no pré-teste mecânico

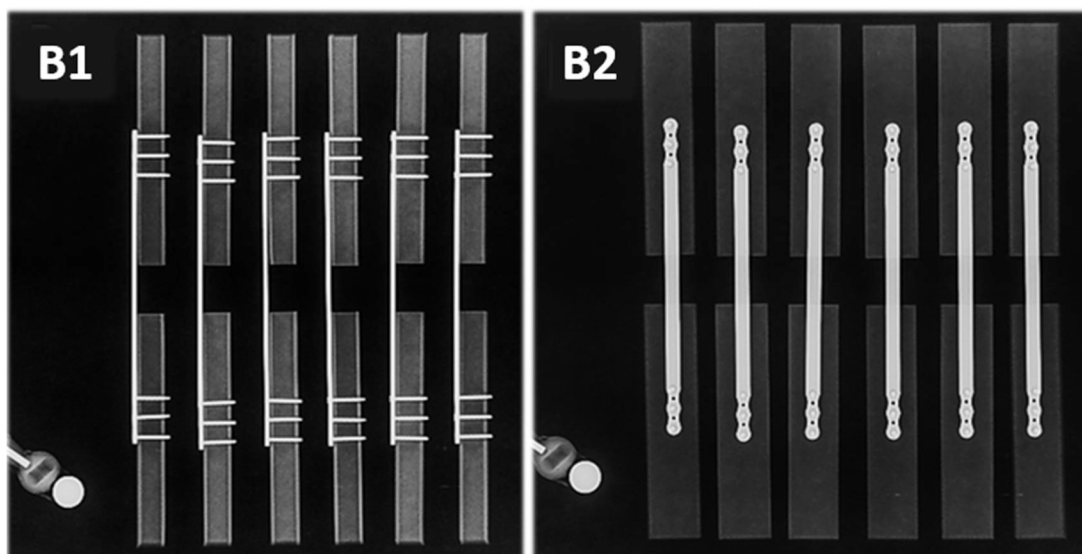
As radiografias das montagens foram realizadas no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – (HV UEL), antes (Figuras 7 e 8) e após os ensaios mecânicos, com a presença de magnificador radiográfico, com a finalidade de identificar a extremidade distal das montagens, nas projeções craniocaudal e lateral. A técnica para todas as radiografias foi padronizada em 50 kV, 100 mA, 0,08 s e 8,0, mas.

Figura 7 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais obtidas previamente aos testes mecânicos: A1 – projeção lateral dos modelos do *Grupo A*; A2 – projeção crâniocaudal dos modelos do *Grupo A*.



Fonte: Elaborado pelo autor. Setor de Radiologia Veterinária do Hospital Veterinária da Universidade Estadual de Londrina – (HV/UEL – Londrina – PR, 2025).

Figura 8 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais obtidas previamente aos testes mecânicos: B1 – projeção lateral dos modelos do *Grupo B*; B2 – projeção crâniocaudal dos modelos do *Grupo B*.

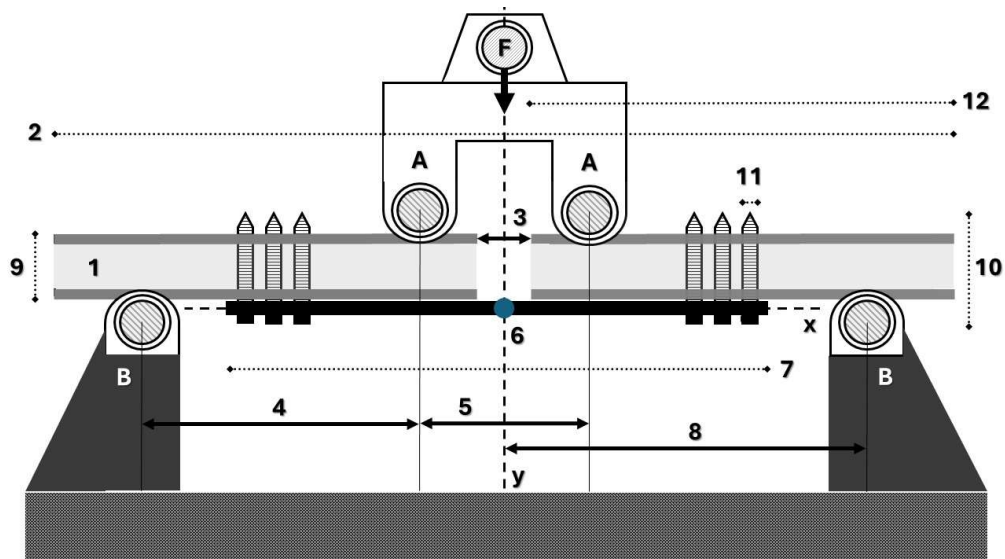


Fonte: Elaborado pelo autor. Setor de Radiologia Veterinária do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – (HV/Uel – Londrina - PR, 2025).

4.6. Ensaio mecânicos

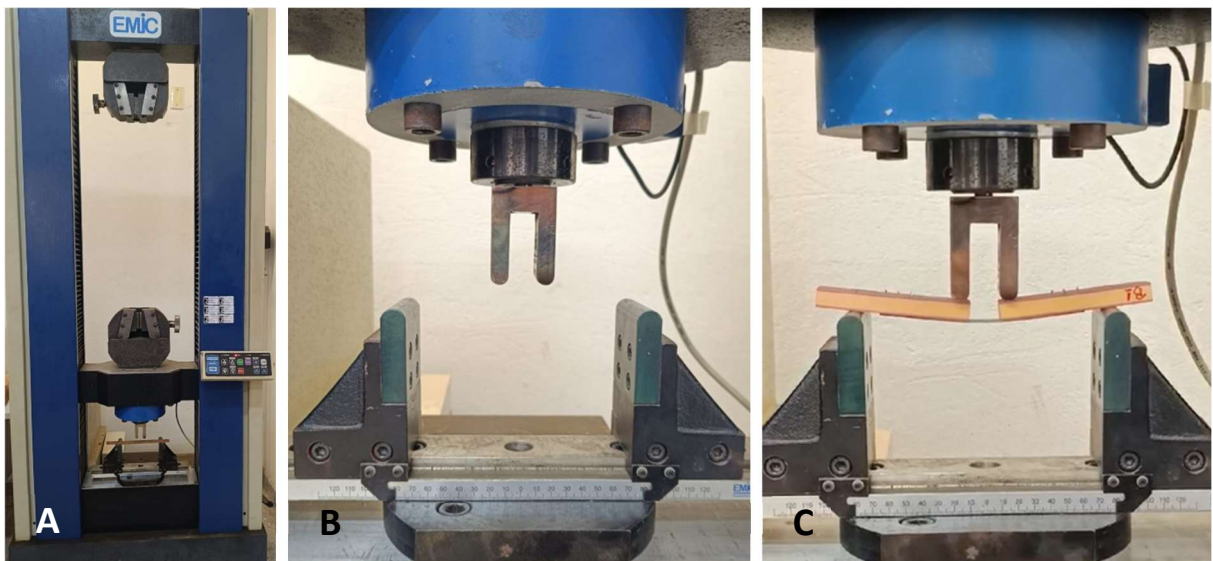
Os modelos experimentais foram centralizados e posicionados de forma equidistantes com marcações feitas com paquímetro digital em cada extremidade distal dos corpos de prova, de forma a escorarem corretamente na peça pré-fabricada em formato de “U” invertido, fixada sobre o ponto de aplicação da carga e nos pistões de apoio ventrais na máquina universal de ensaios (EMIC®, modelo DL20000, para a realização dos ensaios mecânicos destrutivos de compressão estática apoiados em quatro pontos, seguido as proporções descritas na configuração proposta na Figura 9 e executada na Figura 10.

Figura 9 – Configuração proposta para os testes de compressão estática com quatro pontos: x - Eixo axial da placa metálica; y - Eixo vertical de aplicação da força; A - Roletes de aplicação da célula de carga; B - Roletes fixos de apoio; F - Célula de carga; 1 - Corpo de prova composto de ERP; 2 – Comprimento total do modelo experimental (210 mm); 3 - GAP entre os corpos de prova (20 mm); 4 - Distância entre o vão de carregamento (65 mm); 5 - Distância do vão central (30 mm); 6 - Ponto de teste; 7 - Comprimento da placa; 8 - Distância entre o eixo vertical de aplicação da força e o rolete de apoio (80 mm); 9 - Altura do corpo de prova de ERP (12 mm); 10 - Comprimento do parafuso (16 mm); 11 - Diâmetro do parafuso (2 mm); 12 - Comprimento do corpo de prova de ERP (95 mm).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 – Componentes do ensaio de compressão estática destrutiva: A – Máquina universal de ensaio EMIC®, modelo DL20000; B – Peça pré-fabricada para compressão dorsal em formato de “U” invertido; C – Modelo experimental durante o teste de compressão estática destrutiva.



Fonte: Elaborado pelo autor. Laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Bauru (FEB/UNESP – Bauru – SP, 2025).

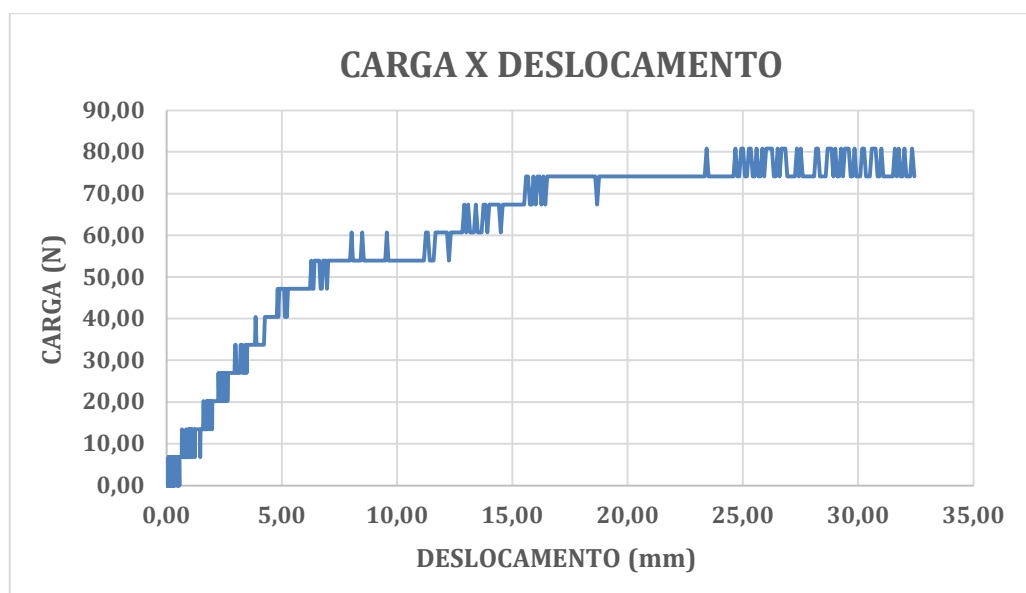
Imediatamente, após o posicionamento de cada modelo experimental à máquina, aplicou-se uma pré-carga de estabilidade de 15 N associada à transdutores móveis de medição de carga e deslocamento para o início dos testes. Os valores de carga em Newton (N) e deslocamento em milímetro (mm) foram adquiridos em tempo real, por um sistema de aquisição de dados (Software TESC® versão 1.10).

Previamente ao início dos testes, instituiu-se as seguintes padronizações que outrora foram replicadas para todos os modelos experimentais, sendo elas: velocidade do ensaio de 10mm/min e ponto de finalização do teste mediante a identificação de variação de 10% na carga aplicada pela máquina.

4.7. Sistematização dos dados obtidos

Após os ensaios de flexão, foram gerados diagramas de carga (N) *versus* deslocamento (mm), como apresentado na Figura 11, permitindo desta forma analisar os seguintes parâmetros mecânicos: carga (N), deslocamento (mm) e rigidez (N/mm) no limite elástico aparente, que foram tabulados em uma planilha eletrônica do Microsoft® Excel®.

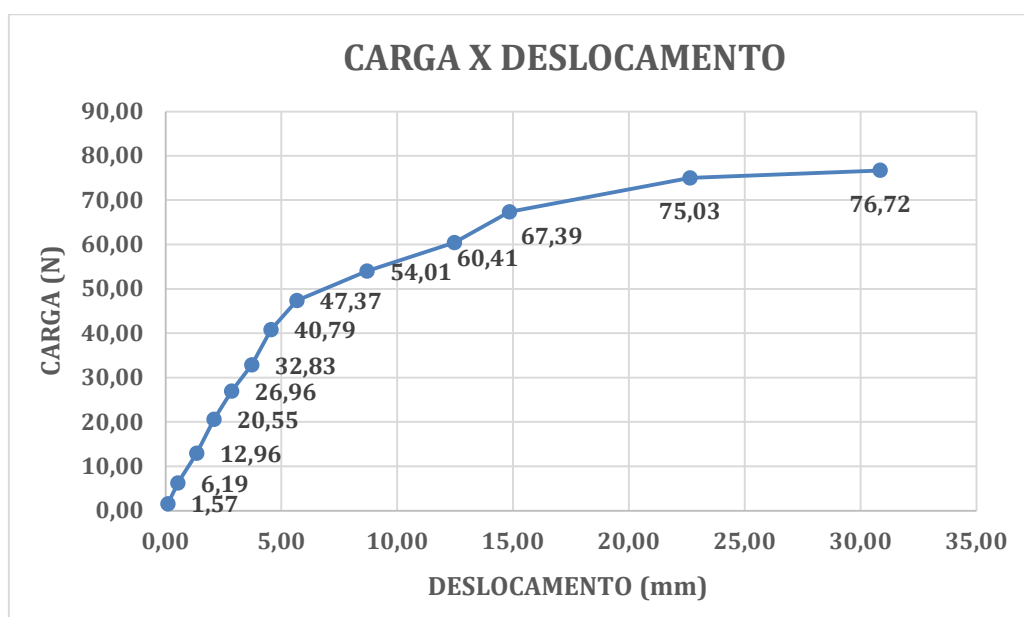
Figura 11 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) gerado pelo programa Microsoft® Excel®.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para aprimorar a precisão na análise da relação carga (N) versus deslocamento (mm), as curvas obtidas de cada célula de carga foram integradas por meio de uma média ponderada, em que cada curva contribuiu de acordo com sua confiabilidade, resultando em uma curva consolidada, mais homogênea e representativa do comportamento do sistema.

Figura 12 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) com os valores reajustados a partir de uma média ponderada dos valores obtidos pelo programa Microsoft® Excel®.

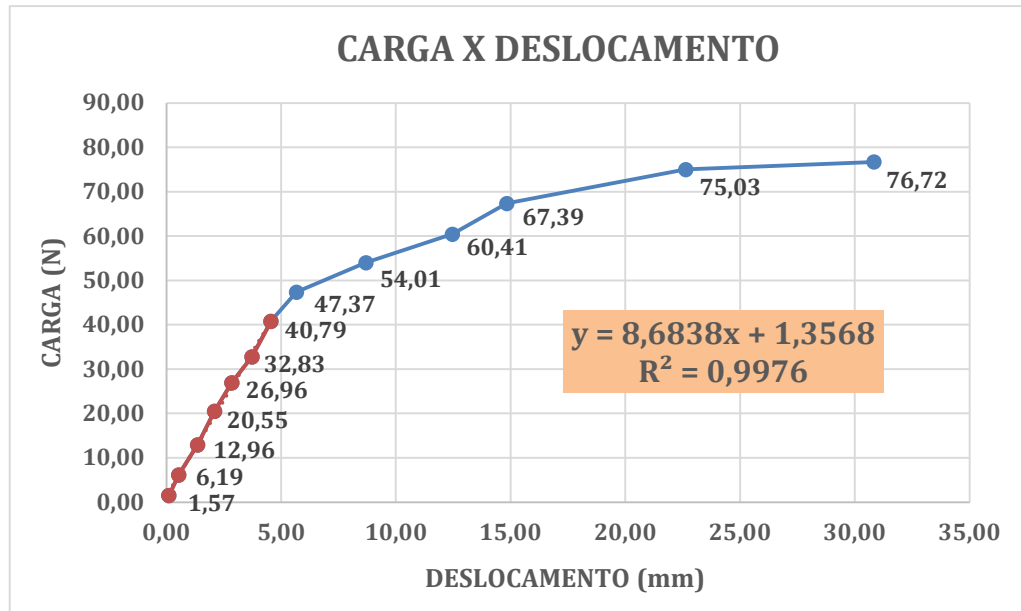


Fonte: Elaborado pelo autor.

Pelo fato de o ensaio ser destrutivo e único, apenas um único procedimento foi realizado para cada modelo experimental. A partir desse método foi possível obter os dados objetivados através do quociente das variações da carga e do deslocamento na porção linear da curva gerada, permitindo assim, determinar as regiões elásticas e plásticas de cada modelo experimental. Os valores de coeficiente de determinação (R^2) iguais ou superiores a 0,99 foram adotados para a seleção desta região.

Quando isolamos a porção linear do gráfico e seus pontos subsequentes para melhor entendimento desse segmento, obtemos parâmetros fundamentais e de essencial previsibilidade no comportamento do titânio na aplicação médica (Figura 13).

Figura 13 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do Grupo A (Titânio, 110 mm) com os valores ajustados e apresentando o segmento linear da curva e sua respectiva equação gerados pelo programa Microsoft® Excel®.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Um dos métodos definidos por Souza (1982), que nos auxilia a determinar de forma aproximada, o limite de escoamento do titânio, envolve a análise de um ponto da curva carga *versus* deslocamento, associada à projeção de uma segunda reta tangente com inclinação 25% inferior que a porção linear da curva original.

No Experimento 1 do Grupo A, a rigidez inicial do material foi determinada a partir dos dois primeiros pontos da curva, correspondentes à região elástica:

$$K_{Inicial} = \frac{\Delta C}{\Delta D} \quad (1)$$

Onde:

$K_{inicial}$ – Rigidez inicial (N/mm)

ΔD – Diferença entre deslocamentos (mm)

ΔC – Diferença entre cargas (N)

Posteriormente, a rigidez no ponto crítico foi calculada ajustando-se a rigidez inicial pelo fator 0,75, equivalente a uma angulação tangencial de 25% da projeção

linear previamente identificada, permitindo estimar o momento exato da transição elástico-plástica:

$$K_{Crítico} = (\%) \times K_{Inicial} \quad (2)$$

Onde:

$K_{crítico}$ – Rigidez crítico (N/mm)

% – Valor do ângulo tangencial (adimensional)

$K_{inicial}$ – Rigidez inicial (N/mm)

Portanto, com base na rigidez inicial correspondente a 10,854 N/mm, seguida da obtenção da rigidez reduzida em 25% correspondente a 8,140 N/mm, podemos estipular que a projeção se apresentava reta até aproximadamente entre 3,73 e 4,56 mm onde sofre uma inclinação, provocada pela redução na rigidez da construção. De forma simplificada todos os valores obtidos são apresentados na tabela a seguir.

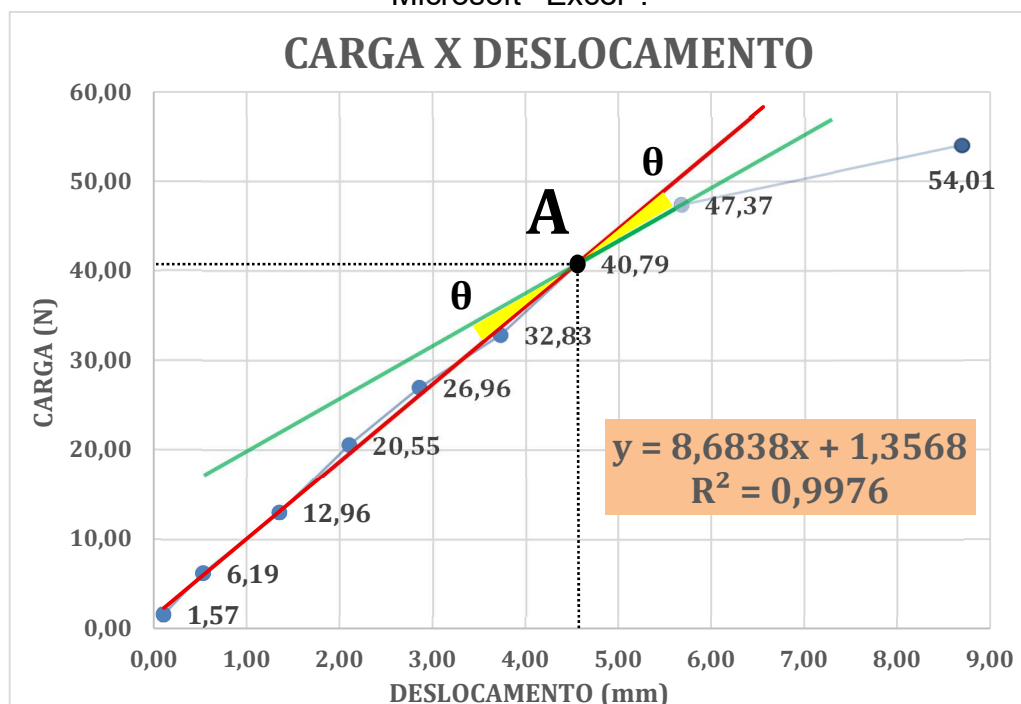
Tabela 1 – Valores referentes ao experimento *número 1* do Grupo A.

DESLOCAMENTO (mm)	CARGA (N)	K Inicial (N/mm)	K Crítico (N/mm)
0,11	1,57	10,854	8,140
0,53	6,19	8,256	6,192
1,35	12,96	10,157	7,618
2,10	20,55	8,499	6,374
2,86	26,96	6,720	5,040
3,73	32,83	9,584	7,188
4,56	40,79	5,891	4,418
5,68	47,37	2,198	1,649
8,70	54,01	1,698	1,274
12,47	60,41	2,939	2,204
14,84	67,39	0,980	0,735
22,63	75,03	0,207	0,155
30,84	76,72	-	-

Fonte: Elaborado pelo autor.

O limite elástico aparente, representado pela letra “A” na Figura 14, é definido nessa circunstância como a maior carga que o titânio pode tolerar, sem que haja qualquer deformação permanente mesmo retirando de forma parcial ou total a carga aplicada. Com a continuação da aplicação da carga, acima do valor de 40,79 N o material ultrapassa o limite de escoamento, sofrendo conseqüentemente uma deformação plástica irreversível, determinada visualmente pelo ângulo (θ) formado entre a reta vermelha (momento linear da reta) e a reta verde (projeção tangencial com rigidez reduzida em 25%). Além disso, a função matemática obtida a partir do segmento linear da curva avaliada em relação a abscissa, resulta em um ângulo que corresponde ao módulo de elasticidade ou também denominado coeficiente angular da reta, neste caso com o valor de 8,6838.

Figura 14 – Diagrama de carga versus deslocamento do modelo experimental número 1 do *Grupo A* (Titânio, 110 mm) com os valores ajustados e apresentando o segmento linear da curva e sua respectiva equação gerados pelo programa Microsoft® Excel®.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao concluir todos os testes destrutivos, as construções foram fotografadas e radiografadas e as especificidades de cada amostra analisadas e documentadas.

4.8. Métodos estatísticos

As variáveis analisadas neste experimento foram: carga no limite elástico aparente (Carga L/E), deslocamento no limite elástico aparente (Deslocamento L/E) e Rigidez no limite elástico aparente (Rigidez L/E). A normalidade dos dados foi analisada através do teste de Shapiro-Wilk (W), a homogeneidade das variâncias foi realizada por meio do teste de Bartlett (Bartlett's K-squared), seguida da independência dos erros pelo teste de Durbin-Watson (DW) e pôr fim a comparação entre as médias foi obtida pelo teste de Tukey HSD. Para avaliar a independência das amostras, foi utilizado o teste de Qui-quadrado (χ^2). Quanto ao nível de significância, foram consideradas diferenças significativas para valores de "p" menores ou iguais a 0,05. A amostra utilizada (n = 6 por grupo) foi suficiente para garantir a estabilidade estatística dos testes e atender aos pressupostos exigidos pela ANOVA. Ressaltando que todas as análises foram realizadas no Software R® (Versão 4.5.1) por meio da interface RStudio® (Versão 2025.05.1-513) e submetidos as mesmas condições de estudo.

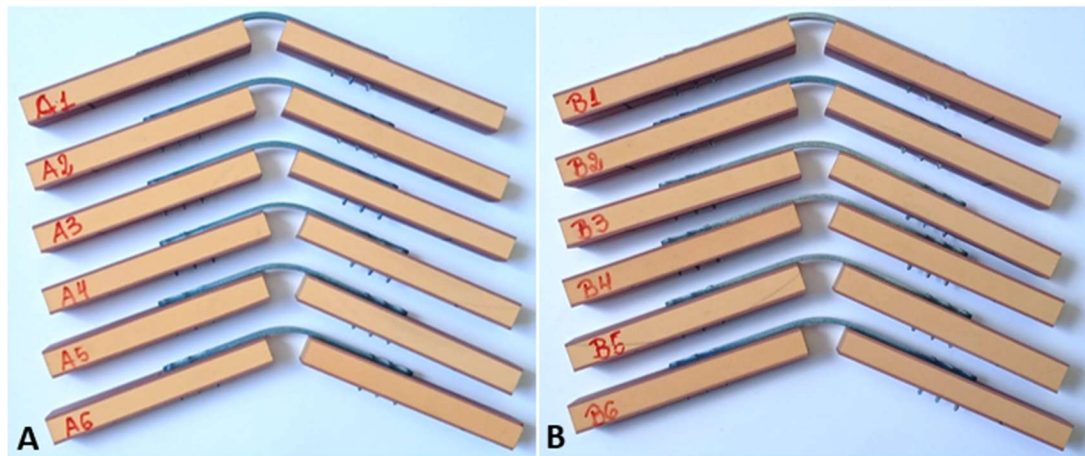
5 RESULTADOS

O capítulo apresenta desde a validação da estatística aos resultados macroscópicos visuais, radiográficos e numéricos obtidos a partir da comparação entre dois grupos de placas ortopédicas de titânio, com comprimentos de 110 mm e 130 mm, submetidos a ensaio de flexão estática em quatro pontos. As propriedades mecânicas avaliadas foram: carga no limite elástico aparente, deslocamento no limite elástico aparente e rigidez no limite elástico aparente.

5.1. Avaliação macroscópica

Ao término dos ensaios, houve flexão de todas as placas (deformidade plástica), sem que ocorresse o deslocamento parcial ou total dos parafusos (Figura 15). Nenhum dos corpos de prova apresentou trincas ou quebra total na inspeção visual ou se tocaram entre o GAP durante os testes.

Figura 15 – A – Grupo experimental de placas de titânio 110 mm após os testes mecânicos; B – Grupo experimental de placas de titânio 130 mm após os testes mecânicos.

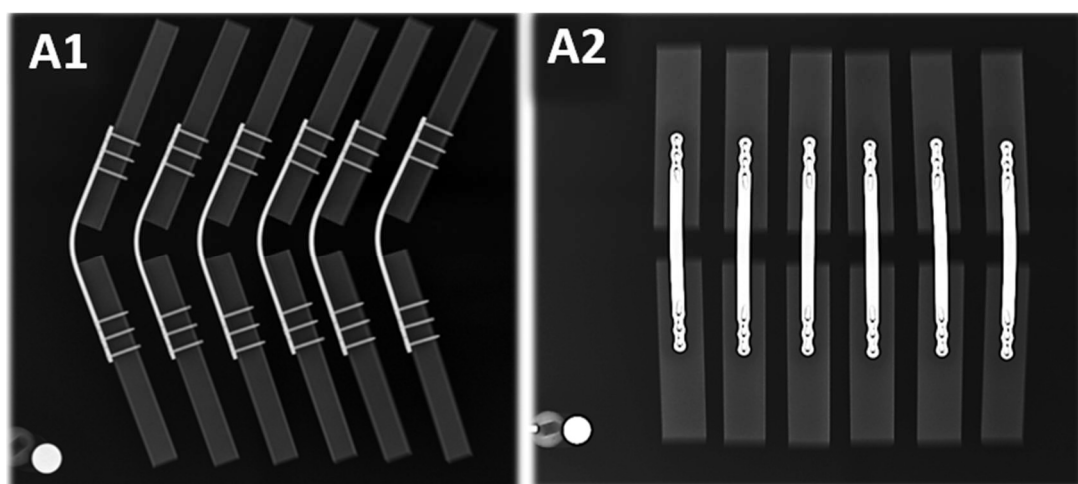


Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2. Avaliação radiográfica no pós-teste mecânico

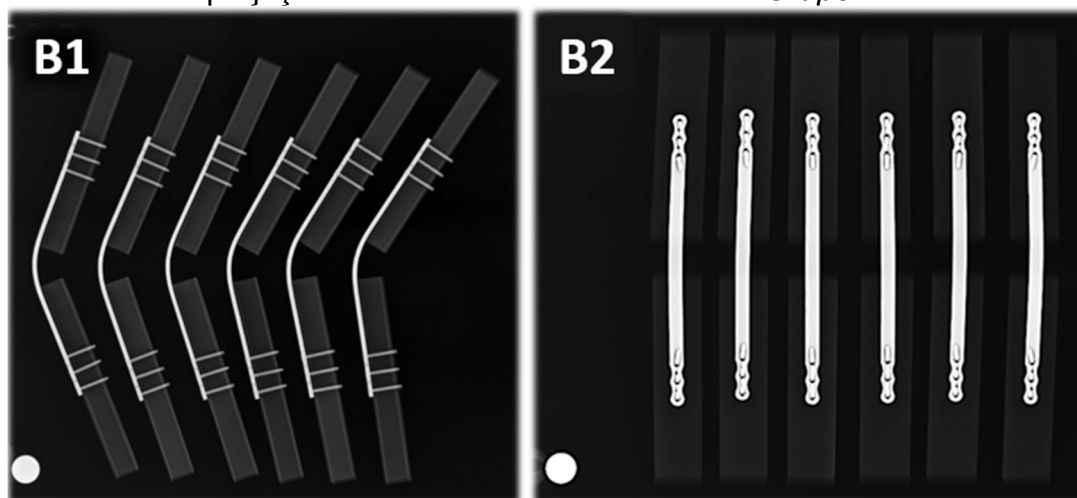
Nos modelos experimentais submetidos aos testes (Figura 16 e 17), não foi observado quebra das placas e nem dos parafusos, muito menos trincas nos corpos de prova em 100% das amostras analisadas por meio de radiografias.

Figura 16 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais de 110 mm obtidas após os testes mecânicos: A1 – projeção lateral dos modelos do Grupo A; A2 – projeção crâniocaudal dos modelos do Grupo A.



Fonte: Elaborado pelo autor. Setor de Radiologia Veterinária do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – (HV/UEL – Londrina – PR, 2025).

Figura 17 – Imagens radiográficas dos modelos experimentais de 130 mm obtidas após os testes mecânicos: B1 – projeção lateral dos modelos do *Grupo B*; B2 – projeção crâniocaudal dos modelos do *Grupo B*.



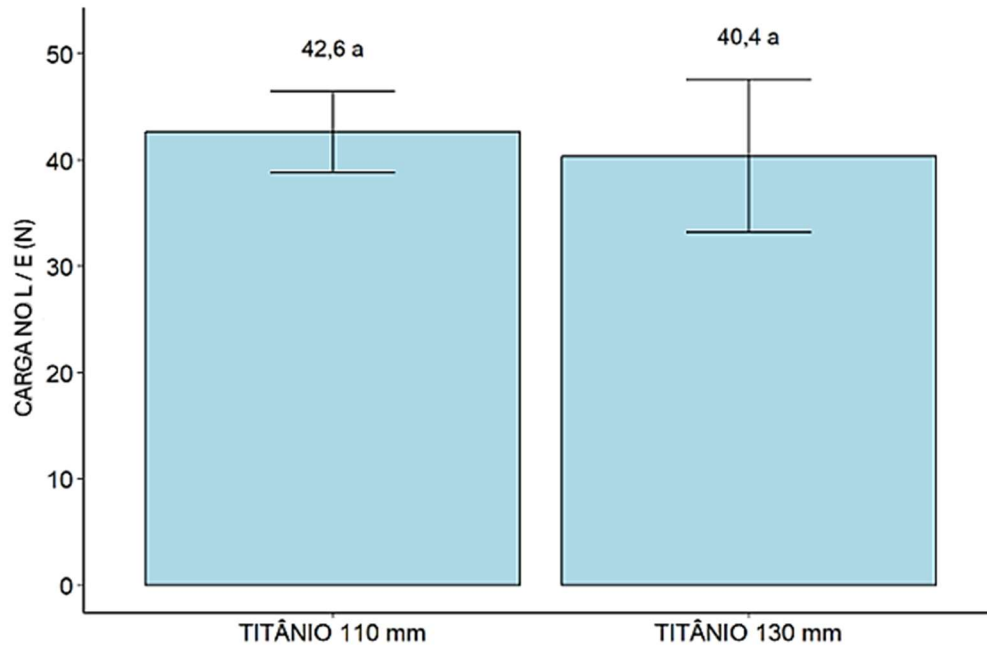
Fonte: Elaborado pelo autor. Setor pelo Departamento de Radiologia Veterinária do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – (HV/UEL – Londrina – PR, 2025).

5.3. Resultados estatísticos

Em relação a carga no limite elástico aparente, o *Grupo A*, composto por placas de titânio de 110 mm de comprimento, obteve uma média de 42,6 N, enquanto o “Grupo B”, também composto por placas de titânio, porém com 130 mm de comprimento, obteve 40,4 N (Figura 18). No deslocamento no limite elástico aparente, o “Grupo A” de titânio 110 mm obteve uma média 4,91 mm, e o “Grupo B” de titânio 130 mm apresentou 5,05 mm (Figura 19). Já em relação a rigidez no pico aparente, o “Grupo A” de titânio 110 mm obteve uma média de 8,71 N/mm, enquanto o “Grupo B” de titânio 130 mm apresentou uma média de 8,03 N/mm (Figura 20).

A Figura 18, apresenta o gráfico sobre a Carga no Limite Elástico Aparente (N). Visualmente, observa-se uma leve diferença entre os grupos, mas com grande sobreposição entre os quartis, sugerindo comportamento similar, além de um coeficiente de variação baixo (14,33%). A análise de variância indicou não significativo ($p\text{-value} = 0,3819$), o que levou à não rejeição da hipótese nula, de não haver diferença significativa entre os materiais quanto à carga suportada até o limite elástico aparente. Ainda que os valores carga tenha sido baixos, os dados obtidos demonstraram que não houve efeito relevante da variação de comprimento das placas sobre o comportamento mecânico avaliado.

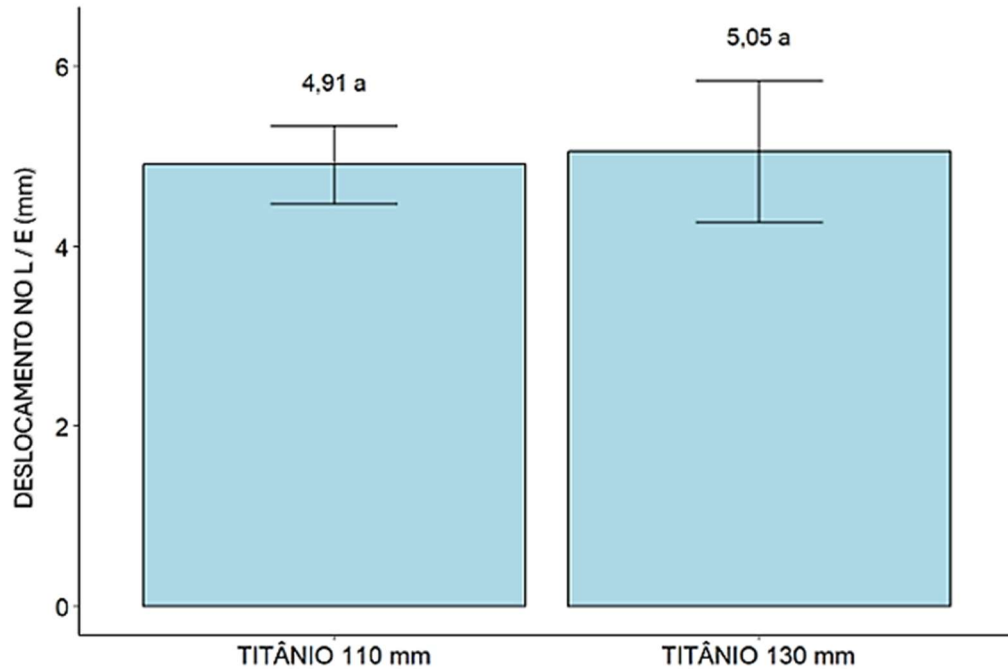
Figura 18 – Carga no limite elástico aparente do *Grupo A* (Titânio, 110 mm) e *B* (Titânio, 130 mm) em N. Observar a média do *Grupo A* (42,6 N) e do *Grupo B* (40,4 N).



Fonte: Elaborado pelo autor. Produzido pelo Departamento de Estatística do Centro de Ciências Exatas da Universidade Estadual de Londrina (DSTA/CCE/UEL – Londrina – PR, 2025).

Na Figura 19, temos o gráfico do comportamento dos grupos experimentais em relação ao Deslocamento no Limite Elástico Aparente (mm). A distribuição dos dados se manteve homogênea entre os grupos, com medianas e dispersões semelhantes, produzindo um coeficiente de variação de 12,75% e um *p-value* de 0,7005, não rejeitando-se a hipótese nula, ou seja, não houve evidências de que os materiais diferencem entre si no parâmetro avaliado.

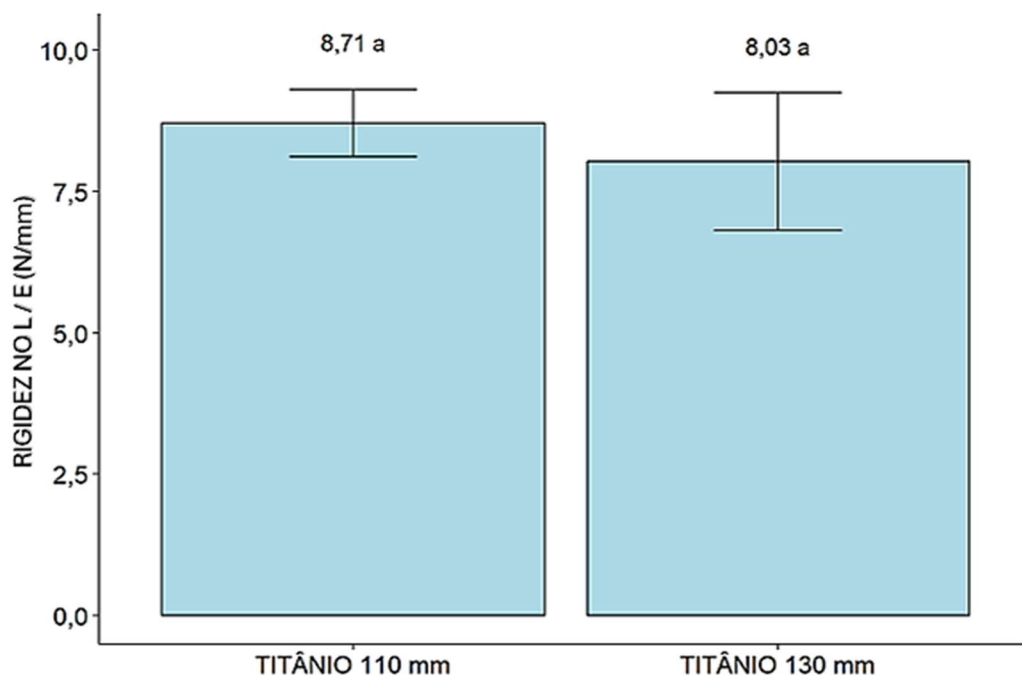
Figura 19 – Deslocamento no limite elástico aparente do *Grupo A* (Titânio, 110 mm) e *B* (Titânio, 130 mm) em mm. Observar a média do *Grupo A* (4,91 mm) e do *Grupo B* (5,05 mm).



Fonte: Elaborado pelo autor. Produzido pelo Departamento de Estatística do Centro de Ciências Exatas da Universidade Estadual de Londrina (DSTA/CCE/UEL – Londrina – PR, 2025).

A Figura 20 mostra o gráfico referente à Rigidez no Limite Elástico Aparente (N/mm). Embora o grupo de modelos experimentais de 130 mm apresente uma leve tendência a menor rigidez média, a variabilidade interna ou coeficiente de variabilidade (11,42%) e a sobreposição dos dados tornam essa diferença estatisticamente irrelevante ($p\text{-value} = 0,2464$), rejeitando-se a hipótese nula.

Figura 20 – Rigidez no limite elástico aparente do *Grupo A* (Titânio, 110 mm) e *B* (Titânio, 130 mm) em N/mm. Observar a média do *Grupo A* (8,71 N/mm) e do *Grupo B* (8,03 N/mm).



Fonte: Elaborado pelo autor. Produzido pelo Departamento de Estatística do Centro de Ciências Exatas da Universidade Estadual de Londrina (DSTA/CCE/UEL – Londrina – PR, 2025).

O presente estudo contou com 12 observações por variável, número adequado para uma avaliação preliminar, mas que pode reduzir o poder estatístico para detectar diferenças pequenas entre os materiais. Os valores de “p” obtidos (0,38; 0,70; 0,24) sugerem ausência de efeito relevante dentro da variabilidade observada; contudo, não permitem afirmar igualdade absoluta. Recomenda-se que investigações futuras realizem cálculos prévios de tamanho amostral, considerando o tamanho de efeito mínimo de interesse, de forma a garantir poder $\geq 80\%$ para detectar diferenças potencialmente importantes. A análise atual sustenta que, nas condições avaliadas, não se identificaram diferenças estatisticamente significativas entre os materiais, mas diferenças sutis não podem ser descartadas.

6 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste estudo demonstram que não houve diferença estatística significativa entre os dois grupos experimentais — placas de titânio de 110 mm (Grupo A) e de 130 mm (Grupo B) — nos três parâmetros avaliados: carga no

limite elástico aparente, deslocamento no limite elástico aparente e rigidez no limite elástico aparente.

Com isso, o desafio técnico, proposto por esse estudo, foi exatamente encontrar implantes mais longos que oferecessem estabilidade mecânica, sem comprometer as dimensões tanto do implante, ou seja, mantendo o sistema 2,0, bem como do espaço de implantação da placa, em casos de pacientes de pequeno porte, com membros com ossos longos e delgados, associados a uma baixa cobertura tecidual.

Essa ausência de diferença significativa, corroborada pelos *p-values* superiores a 0,05 em todas as análises, sugere que a variação de 20 mm no comprimento das placas de titânio 2,0 para função ponte não exerce influência mecânica relevante em modelos de falha óssea submetidos à flexão estática destrutiva com quatro pontos.

A leve superioridade do Grupo A nos três parâmetros avaliados, carga (42,6 N *versus* 40,4 N), menor deslocamento (4,91 mm *versus* 5,05 mm) e maior rigidez (8,71 N/mm *versus* 8,03 N/mm), embora sem significância estatística, pode ser interpretada à luz da biomecânica óssea e dos conceitos clássicos da osteossíntese.

No entanto, a literatura aponta que placas mais curtas, quando adequadamente posicionadas, podem oferecer maior rigidez estrutural ao conjunto osso-implante, reduzindo o braço de alavanca e, portanto, o momento de flexão sobre o implante (PERREN, 2002; KRETTEK *et al.*, 2001). Essa maior rigidez pode justificar, mesmo que discretamente, o melhor desempenho do Grupo A, nos parâmetros de carga e rigidez, fato esse, também evidenciado por Hoffmeier *et al.* (2011).

A técnica desenvolvida com placas bloqueadas em função ponte, utilizadas neste estudo, tem como fundamento sua utilização na preservação biológica da fratura ao evitar manipulação e compressão direta da placa sobre o osso, permitindo micromovimentos que favoreçam a consolidação endocondral (KRETTEK *et al.*, 2001; GEORGE; VAUGHN; STANNARD, 2012). Tal técnica é amplamente respaldada pelos princípios da AO (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005), e seu uso em fraturas cominutivas ou instáveis permite a recuperação do comprimento e alinhamento ósseo, mesmo em cenários de mobilidade controlada.

A padronização dos corpos de prova com espuma rígida de poliuretano (ERP), reconhecida por sua consistência e comportamento comparável ao osso (ASTM, 2008), reduziu as variáveis anatômicas e biológicas, permitindo avaliar diretamente a influência do comprimento das placas no desempenho mecânico da montagem.

No entanto, vale destacar que, apesar da tendência de os modelos com placas de 110 mm apresentarem maior rigidez quando comparadas às de 130 mm, essa característica nem sempre é desejável em contextos clínicos. Um implante excessivamente rígido pode reduzir o estímulo mecânico necessário para uma cicatrização óssea fisiológica, retardando a consolidação ou mesmo induzindo à reabsorção óssea por desuso (PERREN, 2002; AUGAT; VON RÜDEN, 2018). Assim, a leve redução de rigidez com placas mais longas pode, em certas situações clínicas, ser benéfica ao permitir micromovimentos controlados que favorecem a formação de calo ósseo e a cicatrização indireta, especialmente em fraturas cominutivas, onde a reconstrução anatômica completa não é viável (KRETTEK *et al.*, 2001; LISS *et al.*, 2002). Essa visão é consistente com os princípios da osteossíntese biológica, que valorizam a preservação da vascularização e a ativação do potencial osteogênico local como elementos fundamentais da consolidação (AO FOUNDATION, 2010). Ainda que o desempenho mecânico das placas de 130 mm tenha sido discretamente inferior em termos de carga e rigidez, os valores médios de ambos os grupos ficaram dentro de faixas aceitáveis para dispositivos aplicados à fixação de fraturas em pequenos animais, conforme demonstrado em estudos similares (WUST *et al.*, 2008; MARSHALL *et al.*, 2022). A diferença de 2,2 N na carga média ao limite elástico e de 0,68 N/mm na rigidez, apesar de numericamente modesta, reforça a importância da escolha criteriosa dos implantes conforme as características anatômicas do paciente e o tipo de fratura.

A ausência de diferença significativa entre os grupos também deve ser analisada sob o aspecto estatístico. Os baixos coeficientes de variação (CV), 14,33% para carga, 12,75% para deslocamento e 11,42% para rigidez, indicam boa homogeneidade dos dados e alta reprodutibilidade experimental, fortalecendo a confiabilidade dos resultados. No entanto, é importante ressaltar que o modelo utilizado, embora validado, representa uma simplificação da complexidade do osso vivo, não refletindo fatores clínicos como remodelação óssea, resposta inflamatória e variações de carga funcional no pós-operatório (DEJARDIN, 2012). Ainda que estudos demonstrem que placas mais longas distribuam melhor as cargas (BOUDRIEU, 2010), os dados obtidos sugerem que, dentro do limite elástico aparente, a diferença dimensional entre as placas de titânio de 110 mm e 130 mm não influenciou significativamente a resistência à carga neste experimento.

Embora estudos como os de Uthoff *et al.* (1981) sugiram que estruturas mais longas podem apresentar maior capacidade de deformar-se elasticamente, essa tendência não se confirmou estatisticamente neste trabalho. Em termos práticos, isso reforça a noção de que pequenas variações no comprimento dos implantes podem não necessariamente impactarem negativamente na aplicação de placas maiores de um mesmo sistema, especialmente quando aplicados em fraturas diafisárias de ossos longos e delgados. Quanto à rigidez no limite elástico aparente, foi observada uma leve tendência de menor rigidez nas placas de 130 mm, embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa.

A ausência de diferença estatística relevante entre os comprimentos avaliados para as variáveis mecânicas analisadas indica que ambos os modelos de placas de titânio apresentam desempenho mecânico semelhante sob as condições de testes abordadas. A escolha entre placas de 110 mm ou 130 mm deve, portanto, considerar variáveis adicionais, como o tipo de fratura, o porte do paciente, o padrão de distribuição de cargas, a anatomia óssea a presença de estruturas adjacentes, entre outros, para a decisão de escolha. Tais fatores, não contemplados pelo modelo *in vitro* utilizado, podem interferir significativamente na decisão cirúrgica.

É importante ressaltar que, este estudo apresenta limitações relacionadas à ausência de análise sobre a atuação de forças compressivas, torcionais e de tração. A consideração desses fatores seria fundamental para uma compreensão mais completa do comportamento do implante de titânio de 130 mm em contextos cirúrgicos, tanto isoladamente quanto em associação com outras técnicas. Tais testes reforçariam a avaliação do implante ortopédico, fornecendo evidências experimentais mais sólidas para a prática clínica em medicina veterinária. Além disso, recomenda-se a realização de estudos clínicos e avaliações em longo prazo, a fim de validar os achados obtidos e aprofundar o conhecimento sobre a interação entre implantes e tecido ósseo em situações dinâmicas e multifatoriais. Por fim, é essencial lembrar a relevância prática dos achados nessa discussão: placas de titânio de 130 mm podem ser empregadas em fraturas de ossos longos e delgados de cães e gatos, mantendo a estabilidade mecânica necessária sem exigir modificações no sistema de implante. Essa aplicação permite maior cobertura do foco de fratura, preservação da vascularização local e flexibilidade cirúrgica em fraturas complexas ou cominutivas, contribuindo para a consolidação óssea adequada e minimizando o risco de complicações, como deformidade plástica do implante.

7 CONCLUSÃO

O presente trabalho concluiu que, no ensaio de flexão estática apoiado em quatro pontos, não houve diferença estatisticamente significativa entre placas de titânio 2,0 de 110 mm e 130 mm quanto à carga máxima, deslocamento e rigidez no limite elástico aparente. Portanto, dentro das condições experimentais deste estudo, ambas as dimensões de placas atendem de forma equivalente aos objetivos propostos de comparar o desempenho mecânico em modelos padronizados de ossos longos e delgados.

REFERÊNCIAS

AO FOUNDATION. *AO principles of fracture management*. 2. ed. Davos, Switzerland: AO Publishing, 2010.

AUGAT, P.; VON RÜDEN, C. Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury*, v. 49, supl. 1, p. S2–S7, 2018. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(18\)30294-8](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(18)30294-8). Acesso em: 15 jan. 2025.

BOUDRIEU, R. J. *Advanced Locking Plate System (ALPS): rationale, biomechanics and early clinical use*. In: WORLD VETERINARY ORTHOPAEDIC CONGRESS (WVOC), 2010, Bologna, Itália. *Anais...* Bologna: R. J. Boudrieau, 2010. p. 77–80. Disponível em: <https://www.cabidigitallibrary.org/doi/pdf/10.5555/20123361382>. Acesso em: 7 abr. 2025.

CHAO, P.; CONRAD, B. P.; LEWIS, D. D.; HORODYSKI, M.; POZZI, A. *Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate*. BMC Veterinary Research, London, v. 9, art. 116, 2013. DOI: 10.1186/1746-6148-9-116. Disponível em: <https://bmcvetres.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-6148-9-116>. Acesso em: 7 jul. 2025.

DEJARDIN, L. M. Biomechanics of fracture fixation. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v. 42, n. 5, p. 983–1006, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2012.07.004>. Acesso em: 27 jul. 2025.

GEORGE, A.; VAUGHN, J.; STANNARD, J. P. Locked plating techniques in orthopaedic trauma. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances*, v. 21, n. 2, p. 80–89, 2012.

HOFFMEIER, K. L.; HOFMANN, G. O.; MÜCKLEY, T. *Choosing a proper working length can improve the lifespan of locked plates: a biomechanical study*. Clinical Biomechanics, Bristol (Avon), v. 26, n. 4, p. 405–409, maio 2011. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.11.020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310003140>. Acesso em: 7 jul. 2025.

JOHNSON, A. L.; HOULTON, J. E. F.; VANNINI, R. (org.). *AO principles of fracture management in the dog and cat*. 1. ed. Stuttgart: Thieme Medical Publishers (AO Publishing), jan. 2005. 529-552 p. (com DVD-ROM, incluindo vídeos e animações). ISBN 978-1-58890-417-1

KRETTEK, C.; MÜLLER, M.; MICLAU, T.; KLEIN, J.; STADLER, J. Biomechanical evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in a proximal humerus fracture model. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 15, n. 6, p. 423–429, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005131-200111000-00001>. Acesso em: 28 jul. 2025.

LIPPERT, H. *Anatomia: texto e atlas*. 4. ed. Tradução de Maria de Fátima Azevedo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

LISS, F.; PEREZ, E.; BRUMBAUGH, J.; EGGERS, G. The concept of locked plating: new technology for the treatment of fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 16, n. 9, p. 668–677, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005131-200211000-00001>. Acesso em: 28 jul. 2025.

MARSHALL, T. et al. Mechanical comparison of locking compression plates and dynamic compression plates in a simulated fracture model. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 40, n. 2, p. 324–331, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/jor.25123>. Acesso em: 28 jul. 2025.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery – British Volume*, v. 84-B, n. 8, p. 1093–1110, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B8.13752>. Acesso em: 15 jun. 2025.

SOMMER, C.; GAUTIER, E.; MÜLLER, M.; HELFET, D. L.; WAGNER, M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*, v. 34, supl. 2, p. B43–B54, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2003.09.024>. Acesso em: 25 jun. 2025.

SOUZA, S. A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos*. 5. ed. São Paulo: Blucher, 1982.

TAN, S. L. E.; BALOGH, Z. J. *Indications and limitations of locked plating*. *Injury: International Journal of the Care of the Injured*, [S.l.], v. 40, p. 683–691, 2009. Disponível em: [https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383\(09\)00002-3/abstract](https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383(09)00002-3/abstract). Acesso em: 18 jan. 2025.

UHTHOFF, H. K.; POITRAS, P.; BACKMAN, D. S. Bone remodeling in response to physical stress. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, v. 63, n. 9, p. 1506–1514, 1981. Disponível em: <https://doi.org/10.2106/00004623-198163090-00011>. Acesso em: 10 jul. 2025.

WUST, S.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GÄCHTER, A.; KÜSTER, M. Biomechanical analysis of four different plating techniques for the osteosynthesis of supracondylar femur fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 22, n. 9, p. 624–629, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e318182fa7f>. Acesso em: 28 jul. 2025.