



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARIANA MICHELETO

**COMPARAÇÃO ENTRE MONTAGENS DE PLACA E PARAFUSO DE
AÇO E TITÂNIO SUBMETIDAS AO TESTE DESTRUTIVO DE
COMPRESSÃO AXIAL. ESTUDO BIOMECÂNICO**

MARIANA MICHELETO

**COMPARAÇÃO ENTRE MONTAGENS DE PLACA E PARAFUSO DE
AÇO E TITÂNIO SUBMETIDAS AO TESTE DESTRUTIVO DE
COMPRESSÃO AXIAL. ESTUDO BIOMECÂNICO**

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

Orientador: Prof. Dr. Fernando De Biasi

Londrina
2023

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

M623c Micheletto, Mariana.

Comparação entre montagens de placa e parafuso de aço e titânio submetidas ao teste destrutivo de compressão axial : estudo biomecânico / Mariana Micheletto. - Londrina, 2023.
53 f.

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, 2023.

Inclui bibliografia.

1. Placa óssea - Tese. 2. Compressão axial - Tese. 3. Deformação - Tese. 4. Limite elástico - Tese. I. De Biasi, Fernando. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências Agrárias. Programa de Pós-Graduação em Clínicas Veterinárias. III. Título.

CDU 619

COMPARAÇÃO ENTRE MONTAGENS DE PLACA E PARAFUSO DE AÇO E TITÂNIO SUBMETIDAS AO TESTE DESTRUTIVO DE COMPRESSÃO AXIAL. ESTUDO BIOMECÂNICO

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

BANCA EXAMINADORA

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

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

Prof. Dr. Thales Bregadioli
Orthosupport Vet

Londrina, 04 de Outubro de 2023.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Fernando De Biasi, meu orientador, o qual aceitou trabalhar e compartilhar seu conhecimento comigo, ensinando e discutindo casos e conceitos de ortopedia veterinária, auxiliando meu crescimento pessoal e profissional com competência.

À Prof^a Dra. Luciane dos Reis Mesquita, por ter aceitado participar da minha qualificação contribuindo com o trabalho e agregando a ele seu vasto conhecimento sobre biomecânica e ortopedia veterinária.

Ao Prof. Dr. Renato Otaviano do Rego, por ter aceitado o convite para compor a banca da qualificação e agregar conhecimento e experiência ao meu trabalho e à minha vida profissional.

Ao Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto, por quem tenho imensa admiração, por ter aceitado compor minha banca de defesa, disponibilizando seu tempo e compartilhando seu imenso conhecimento.

Ao Dr. Thales Bregadioli, excelente profissional, por aceitar contribuir com este trabalho e gentilmente ceder seu tempo para compor a banca de defesa.

Ao Prof. Dr. Lucas Santana da Cunha, por disponibilizar seu tempo e paciência e por auxiliar na conclusão deste trabalho.

Aos professores das disciplinas ofertadas que contribuíram compartilhando conhecimento e experiência em medicina veterinária.

À empresa Engevet[®], por disponibilizar seu material para a execução deste trabalho e pela disponibilidade imediata sempre que solicitada.

À empresa de artigos odontológicos Clássico Ltda, pela doação da resina acrílica JET[®] permitindo a realização deste trabalho.

Agradeço à Universidade Estadual de Londrina (UEL), minha segunda casa há tantos anos, palco do meu crescimento pessoal e profissional, por onde tenho imenso apreço e memórias afetivas.

Agradeço à Universidade de São Paulo (USP), ao Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ – USP), ao doutorando Anderson

Fernando de Souza e ao Prof. Dr. André Luís do Valle De Zoppa, por disponibilizarem tanto a estrutura quanto o conhecimento para a realização dos ensaios mecânicos.

Agradeço ao meu companheiro Rafael Humberto de Carvalho pela compreensão, paciência, apoio e incentivo para que eu completasse mais essa etapa e, também, por ser força quando eu mais precisei. Sua coragem, postura e profissionalismo sempre me motivaram

Aos meus pais, que sempre confiaram em mim e permitiram que eu seguisse meu caminho, me apoiando e torcendo para o meu sucesso.

MICHELETO, Mariana. **Comparação entre montagens de placa e parafuso de aço e titânio submetidas ao teste destrutivo de compressão axial. Estudo biomecânico.** 2023. 53 p. Dissertação (Mestrado em Clínicas Veterinárias) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi comparar as propriedades mecânicas de montagem em ponte de placas e parafusos de aço (aço inox F138) e titânio (ASTM F136). Seis placas idênticas de aço e seis de titânio foram fixadas em corpos de prova de espuma rígida de poliuretano separados por um espaço de 22mm, simulando uma falha óssea. As variáveis rigidez (N/mm), carga no limite elástico aparente (N), deslocamento no limite elástico aparente (mm), carga no pico (N) e deslocamento no pico (mm) foram avaliadas em teste destrutivo de compressão axial. Macroscopicamente observou-se encurvamento (deformação plástica) de todas as placas ao final dos testes, leve arrancamento de parafusos em duas montagens de titânio e em quatro montagens de aço, além do encurvamento de parafusos em cinco montagens de aço e em uma de titânio. Os valores médios dos grupos de aço e de titânio foram, respectivamente, 838N e 807N para carga no limite elástico aparente, 5,44mm e 7,83mm para deformação no limite elástico aparente, 2507N e 1869N para carga no pico, 19,1mm e 16,6mm para deformação no pico e 187N/mm e 199N/mm para rigidez. Estatisticamente não houve diferença entre os materiais em nenhuma das variáveis testadas. Concluiu-se que o teste de compressão axial destrutivo não evidenciou diferença entre aço e titânio na configuração da montagem e condições adotadas no presente trabalho.

Palavras-chave: placa óssea; compressão axial; deformação; limite elástico; rigidez.

MICHELETO, Mariana. **Comparison between steel and titanium plate and screw assemblies subjected to destructive axial compression testing. Biomechanical study.** 2023. 53 p. Dissertation (Master's degree in Veterinary Clinics) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023.

ABSTRACT

The objective of this work was to compare the mechanical properties of bridge assembly of steel plates and screws (stainless steel F138) and titanium (ASTM F136). Six identical steel and six titanium plates were fixed on rigid polyurethane foam specimens separated by a 22mm space, simulating a bone defect. The variables stiffness (N/mm), load at apparent elastic limit (N), displacement at apparent elastic limit (mm), peak load (N) and peak displacement (mm) were evaluated in a destructive axial compression test. Macroscopically, bending (plastic deformation) of all plates was observed at the end of the tests, slight pulling out of screws in two titanium assemblies and in four steel assemblies, in addition to bending of screws in five steel assemblies and one titanium assemblage. The average values of the steel and titanium groups were, respectively, 838N and 807N for load at the apparent elastic limit, 5.44mm and 7.83mm for deformation at the apparent elastic limit, 2507N and 1869N for load at the peak, 19.1mm and 16.6mm for peak strain and 187N/mm and 199N/mm for stiffness. Statistically, there was no difference between the materials in any of the tested variables. It was concluded that the destructive axial compression test did not show significant difference between steel and titanium in the assembly configuration and conditions adopted in the present work.

Key-words: bone plate; axial compression; deformation; elastic limit; stiffness.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** – Curva tensão-deformação. Limite elástico (B): permanente deformação ocorre após esse ponto. Carga no limite elástico (B¹): carga por unidade de área suportada antes da deformação plástica. Deslocamento no limite elástico (B²): quantidade de deformação elástica suportada antes de deformação plástica. Pico (C): falha do material ocorre neste ponto. Carga no pico (C¹): quantidade de carga suportada antes da falha. Deslocamento no pico (C²): quantidade de deformação suportada antes da falha. a: região elástica 20
- Figura 2** – a. Representação de um parafuso tradicional e de um parafuso de bloqueio. b. O diâmetro do parafuso de bloqueio é maior e sua rosca mais fina 23
- Figura 3** – Arrancamento em bloco de um sistema bloqueado 23
- Figura 4** – Representação esquemática da curva carga-deformação do aço (vermelho) e do titânio (amarelo) em um teste de tração. Com o aumento da carga (tensão), a tensão do material aumenta proporcionalmente apenas no intervalo elástico e, posteriormente, progride para o intervalo plástico até a fratura. Em contraste com o aço trabalhado a frio, o aço recozido mole tem uma carga de ruptura significativamente menor e, ao mesmo tempo, um alongamento de ruptura maior. A principal diferença entre o aço e as ligas de titânio (TAN/TAV) é a flexibilidade significativamente maior do titânio, caracterizada por uma inclinação menor da curva na faixa elástica. a – área elástica. b – área plástica. TAN titânio-alumínio-nióbio, TAV titânio-alumínio-vanádio 27
- Figura 5** – Imagem fotográfica da placa de titânio (A); placa de aço (B) 30
- Figura 6** – Imagem fotográfica do parafuso de titânio (A); parafuso de aço (B) 31
- Figura 7** – Imagem fotográfica da montagem de titânio número 1 (T1). A: vista frontal. B: vista lateral 32
- Figura 8** – Imagem radiográfica pré-ensaio da montagem de titânio número 1 (T1). A: projeção craniocaudal. B: projeção lateral 33
- Figura 9** – Imagem fotográfica da máquina de ensaios universal EMIC®, modelo DL10000 34

Figura 10 –Imagem fotográfica da montagem de titânio número 1 (T1) fixada à máquina de ensaios universal.....	35
Figura 11 – Imagem fotográfica das montagens 5 e 6 de titânio após ensaio mecânico de compressão axial. À esquerda, T5. Nota-se o arrancamento dos parafusos do bloco proximal (seta vermelha). À direita, T6. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos do bloco distal (seta branca).....	37
Figura 12 –Imagem fotográfica das montagens 2, 4 e 5 de aço após ensaio mecânico de compressão axial. À esquerda A2, ao centro A4 e à direita A5. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos dos blocos proximais (setas vermelhas)	38
Figura 13 –Imagem fotográfica da montagem A3 após o ensaio mecânico de compressão axial. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos do bloco distal (seta vermelha)	39
Figura 14 –Imagens radiográficas pós-ensaio mecânico de compressão axial das montagens A1, A2, A3 e A4, respectivamente. Notar encurvamento dos parafusos (setas vermelhas) em A1, A2, A3 e A4.	40
Figura 15 –Imagem radiográfica pós-ensaio mecânico de compressão axial da montagem A5. Nota-se encurvamento dos parafusos (seta vermelha)	41
Figura 16 –Imagem radiográfica pós-ensaio mecânico de compressão axial da montagem T6. Nota-se encurvamento dos parafusos (seta vermelha)	42

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** – Curva carga-deslocamento do ensaio de titânio número 1 (A1). A linha vermelha demonstra o gráfico ajustado pelo programa (TESC® versão 3.04). O ponto verde demonstra os valores de carga (N) e deslocamento (mm) no limite elástico aparente. O ponto vermelho superior demonstra os valores de carga (N) e deslocamento (mm) no pico..... 36
- Gráfico 2** – Carga no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (838N) e do grupo titânio (807N) 43
- Gráfico 3** – Deformação no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (5,44mm) e do grupo titânio (7,83mm)..... 43
- Gráfico 4** – Carga no pico dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (2507N) e do grupo titânio (1869N)..... 44
- Gráfico 5** – Deformação no pico dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (19,1mm) e do grupo titânio (16,6mm) 44
- Gráfico 6** – Rigidez (N/mm) dos grupos de aço e titânio. Observar a média do grupo aço (187N/mm) e do grupo titânio (199N/mm)..... 45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
A1	Montagem de aço número 1
A2	Montagem de aço número 2
A3	Montagem de aço número 3
A4	Montagem de aço número 4
A5	Montagem de aço número 5
A6	Montagem de aço número 6
AO	Swiss Arbeits Gemeinschaft Fur Osteosynthesefragen
cm	Centímetro
cm ³	Centímetros cúbicos
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
g/cm ³	Grama por centímetro cúbico
HV	Hospital veterinário
kN	Quilonewton
kV	Quilovolt
L/E	Limite elástico
LC-DCP	Limited contact dynamic compression plate
LCP	Locking compression plate
mA	Miliampère
mAs	Miliampères
mm	Milímetros
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
PCF	<i>Pound per cubic foot</i>
S	Segundo
SOP	String of pearls plate
T1	Montagem de titânio número 1
T2	Montagem de titânio número 2
T3	Montagem de titânio número 3
T4	Montagem de titânio número 4
T5	Montagem de titânio número 5

T6	Montagem de titânio número 6
TAN	Titânio-alumínio-nióbio
TAV	Titânio-alumínio-vanádio
Ti-A16-V4	Titânio – alumínio16 – vanádio4
UEL	Universidade Estadual de Londrina
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVO	15
2.1	OBJETIVO GERAL	15
2.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	15
2.3	HIPÓTESE	15
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
3.1	BIOMECÂNICA	16
3.2	PLACAS BLOQUEADAS.....	21
3.3	PLACA EM FUNÇÃO PONTE	23
3.4	AÇO E TITÂNIO	24
4	MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1	CORPOS DE PROVA.....	29
4.2	IMPLANTES	29
4.3	MONTAGEM.....	31
4.4	RADIOGRAFIAS	32
4.5	ENSAIO MECÂNICO.....	33
4.6	ESTATÍSTICA	36
5	RESULTADOS.....	37
5.1	AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA	37
5.2	AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA	39
5.3	ENSAIO MECÂNICO.....	42
6	DISCUSSÃO	46
7	CONCLUSÃO	51
	REFERÊNCIAS.....	52

1. INTRODUÇÃO

A biomecânica é a aplicação dos conceitos de mecânica a organismos vivos e, para que haja uma boa compreensão do tratamento de fraturas, é necessário estudar as forças atuantes nos tecidos (MORENO et al., 2018). A carga fisiológica aplicada aos ossos é uma interação complexa de geometria anatômica, propriedades dos materiais, atividade muscular e tecidos moles adjacentes (ZDERO; BOUGHERARA, 2010), sendo que o entendimento dessas forças é determinante para a decisão de qual técnica ou implante preserva melhor a biomecânica óssea (PAPINI et al., 2006). Entretanto as cargas de compressão axial isolada, flexão lateral e torção são geralmente testadas por pesquisadores por simplificarem as cargas atuantes nos ossos (ZDERO; BOUGHERARA, 2010).

As cargas de compressão, flexão e torção são responsáveis pelas deformações causadas nos ossos (CULLEN; SMITH; AKHTER, 2001), as quais podem ser classificadas como deformação plástica, em que o corpo retorna a sua forma de origem após a retirada da tensão aplicada, ou plástica, caracterizada pela deformação permanente de um objeto (CHAO et al., 2012; TURNER; BURR, 1993). Os testes biomecânicos originam curvas que demonstram a relação tensão-deformação e exprimem valores de deformação elástica e deformação plástica (TURNER; BURR, 1993), ou seja, permitem avaliar rigidez, ponto de falha, elasticidade e plasticidade (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2017). A utilização de materiais sintéticos como substitutos de ossos para ensaios biomecânicos tem sido bastante difundida, visto que esses materiais permitem menor dificuldade de armazenamento e homogeneidade da amostra (ZDERO; BOUGHERARA, 2010).

A utilização de placas no tratamento de fraturas é realizada desde o início dos anos 60, quando pesquisadores suíços fundaram um grupo para o tratamento de fraturas em humanos, o “Swiss Arbeits Gemeinschaft Fur Osteosynthesefragen” (AO) (JOHNSON, 2015). Desde então, o grupo desenvolve recomendações para a aplicação de implantes ortopédicos e, nos anos de 1970, a AO-Vet foi criada a fim de avaliar problemas associados ao tratamento de fraturas em animais (JOHNSON, 2015). Com o avanço da tecnologia, novos implantes foram sendo criados na tentativa de realizar uma osteossíntese que causasse menos danos aos vasos e perióstio (CRONIER et al., 2010). Nas últimas duas décadas, a

abordagem ao tratamento de fraturas evoluiu bastante e o conceito de redução anatômica e estabilização rígida deu lugar a aplicações menos invasivas e construções mais flexíveis (CHAO et al., 2012).

A estabilização de fraturas exige características mecânicas dos implantes que são encontradas principalmente em materiais de aço e titânio. Desde a segunda guerra mundial, pesquisas são realizadas a fim de adaptar as propriedades do aço às funções do corpo. Um bom implante deve ser dúctil (deformar plasticamente sem fraturar), rígido (resistir à deformação por uma força aplicada), forte (aguentar cargas aplicadas), ter um bom desempenho sob diferentes condições de exigência mecânica e ser biocompatível (HAYES; RICHARDS, 2010). A biocompatibilidade do titânio e sua boa resistência à corrosão, fez com que este material oferecesse uma alternativa à utilização do aço (HEYLAND et al., 2017).

O titânio é mais facilmente encontrado na natureza quando comparado a metais utilizados na fabricação de implantes de aço, como níquel e cromo, além de ser menos denso, permitindo maior leveza dos implantes (HEYLAND et al., 2017). Entretanto, o aço é mais rígido, o que o torna durável o suficiente para permitir a consolidação. Além disso, o aço é biologicamente bastante tolerável, além de mais barato. A comparação das propriedades mecânicas de cada um desses materiais, de maneira isolada, ainda não permite a escolha de um material como superior em relação ao outro, justificando os estudos frequentemente realizados com este tema (BARBER et al., 2021). O objetivo deste estudo é comparar propriedades mecânicas de implantes de aço e titânio.

2. OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

O presente trabalho tem como objetivo comparar, por ensaio biomecânico, as propriedades mecânicas de duas montagens de placas e parafusos de aço e de titânio.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Avaliar a carga no limite elástico aparente, o deslocamento no limite elástico aparente, a carga no pico, o deslocamento no pico e a rigidez de duas montagens de placa e parafusos de aço e de titânio.

2.3 HIPÓTESE

A hipótese deste trabalho é que a resistência à falha do implante de titânio seja semelhante à do aço.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 BIOMECÂNICA

Há bastante tempo, clínicos e engenheiros estudam e tentam compreender as propriedades dos ossos e dos implantes a fim de tratar várias condições e doenças ortopédicas (ZDERO; BOUGHERARA, 2010). As propriedades dos ossos longos devem ser estudadas para que seja possível compreender as forças e movimentos naturalmente aplicados nesses ossos e, assim, permitir aos cirurgiões avançar no desenvolvimento de métodos de fixação de fraturas e entendimento sobre a consolidação e remodelamento ósseo (MARKEL et al., 1994). O osso é um material complexo composto por elementos orgânicos e inorgânicos em constante adaptação e remodelamento e está sujeito a forças fisiológicas que resultam em contração muscular, locomoção e sustentação de peso (MORENO et al., 2018).

Um material é considerado homogêneo quando as propriedades mecânicas são iguais em todos os pontos do material. Os ossos possuem propriedades diferentes ao longo de sua estrutura, o que os classifica como material heterogêneo. Da mesma maneira, um material é considerado isotrópico se a resposta à carga mecânica é a mesma independente da orientação do material, e é considerado anisotrópico se essa resposta varia de acordo com a orientação do material, como ocorre nos ossos (MORENO et al., 2018; TURNER; BURR, 1993; HULSE e HYMAN, 2003).

O aço inoxidável é isotrópico, pois sua microarquitetura permite carga igual em todo o material. Materiais anisotrópicos possuem diferentes propriedades em diferentes direções, assim como o osso longo cortical, que possui ósteons em sua microarquitetura, os quais suportam altas cargas de compressão axial, mas não são tão resistentes a cargas transversais (MORENO et al., 2018; TURNER; BURR, 1993). Além dessas características, o osso também é classificado como viscoelástico, pois a deformação óssea depende da velocidade da deformação aplicada (DALMOLIN et al., 2013; MORENO et al., 2018; TURNER; BURR, 1993).

Segundo Moreno et al. (2018), a biomecânica é a aplicação dos conceitos de mecânica em organismos vivos. A biomecânica ortopédica tem o objetivo de avaliar as propriedades biomecânicas dos ossos, músculos e articulações;

desenvolver novos implantes e biomateriais para tratamento de fraturas, substituição de articulações e lesões musculares; e otimizar e modernizar técnicas cirúrgicas (ZDERO, 2017). Para que haja boa compreensão das funções ósseas, é necessário entender as bases da biomecânica (MORENO et al., 2018) e, assim, definir o melhor método de fixação para cada fratura (DALLABRIDA et al., 2005; MESQUITA, 2015).

A forma, o tamanho e a força dos ossos são reguladas em parte pelas forças aplicadas durante a movimentação diária nas atividades físicas, através de forças e cargas fisiológicas, como descrito pela lei de Wolff (CHAO et al., 2012; CORDEY, 2000). Essas forças são criadas durante a contração muscular ou devido a impactos externos, e a carga fisiológica é uma interação complexa entre geometria anatômica, propriedades do material, atividade muscular e tecidos moles circundantes (CHAO et al., 2012; ZDERO; BOUGHERARA, 2010). Sendo assim, experimentalistas simplificam as coisas fazendo testes de compressão axial isolada, flexão lateral e torção (ZDERO; BOUGHERARA, 2010).

A análise mecânica se refere a três aspectos: carga, material e geometria. A carga axial produz força de compressão ou tração em um corpo, causando seu encurtamento (e alguma quantidade de alargamento) ou alongamento, respectivamente, e, quando é de compressão excêntrica, ocasiona a flexão deste corpo. Flexão é a força aplicada perpendicularmente a um corpo, proporcionando seu encurvamento. Já força de torção é comumente observada em ossos longos, geralmente acarretando fraturas em espiral. A relação entre a força axial aplicada e a deformação do objeto depende das propriedades do material (CORDEY, 2000).

A rigidez à flexão de um objeto está relacionada ao momento de área de inércia, determinado pela secção transversal do objeto. O momento de área de inércia descreve a capacidade de um objeto de resistir à dobragem em resposta a uma carga de flexão. Quanto maior for o momento de área de inércia, maior a resistência quando exposto a uma carga de flexão (CHAO et al., 2012).

A estrutura cilíndrica tubular do osso permite maior deformação longitudinal do que transversal, diferente do que ocorre em estruturas cilíndricas sólidas. Essa conformação proporciona maior momento de área de inércia e, conseqüentemente, duas vezes mais resistência às forças de compressão e quatro vezes e meia mais resistência às forças de encurvamento e rotação (REILLY; BURSTEIN; FRANKEL, 1974; SUMNER-SMITH, 1982).

Segundo Markel et al. (1994), a extensa área cortical do fêmur e do úmero resulta em maior momento polar de inércia, o que aumenta a prevalência de forças de rotação nesses ossos, quando comparados ao rádio e tíbia. O estudo evidencia também que não há diferença significativa entre os membros direito e esquerdo em relação às forças de atuação, e que a energia absorvida em toda a diáfise óssea é maior que na região média da diáfise do osso.

Em 1993, Turner e Burr publicaram que estresse é a relação entre força e unidade de área e pode ser classificado como compressivo, de tensão e de cisalhamento. Estresse compressivo é caracterizado quando uma carga é capaz de encurtar um objeto; estresse de tensão resulta no alongamento do objeto e estresse de cisalhamento é definido quando a região de um objeto desliza sobre a região adjacente.

Tensão, compressão e cisalhamento invariavelmente ocorrem e combinação, mesmo com cargas mais simples. Um exemplo é um objeto que sofre cisalhamento mesmo sob estresse compressivo, pois esse estresse é capaz de gerar uma carga a um ângulo de 45° e a maioria dos materiais são mais suscetíveis ao cisalhamento que à compressão (CULLEN; SMITH; AKHTER, 2001).

As forças de flexão, compressão axial e torque são responsáveis pelas deformações ósseas (CULLEN; SMITH; AKHTER, 2001). Quando estresse (força/ área) é aplicado em um corpo, pode ocorrer deformação relativa (*strain*), caracterizada por alteração na forma ou tamanho do corpo (CHAO et al., 2012; TURNER; BURR, 1993). Segundo Cullen, Smith e Akhter (2001) os complexos padrões de movimento associados a exercícios geram complexos padrões de *strain* que variam em magnitude e frequência no osso (CHAO et al., 2012).

Características de deformação conhecidas por alterar o metabolismo do osso incluem magnitude da deformação (extensão), frequência da deformação (número de ciclos de deformação por segundo) e taxa de deformação (aceleração ou desaceleração da deformação). *Strain* interfragmentário é o termo utilizado para descrever o ambiente mecânico entre os fragmentos de uma fratura (CHAO et al., 2012).

O tipo de deformação em um objeto depende do tamanho, da forma e do material do qual esse objeto é feito. Deformação elástica ocorre quando há aplicação de uma carga sobre um objeto e, ao retirar a carga, o objeto volta ao seu formato original, ou seja, é reversível. Já a deformação plástica é irreversível, pois

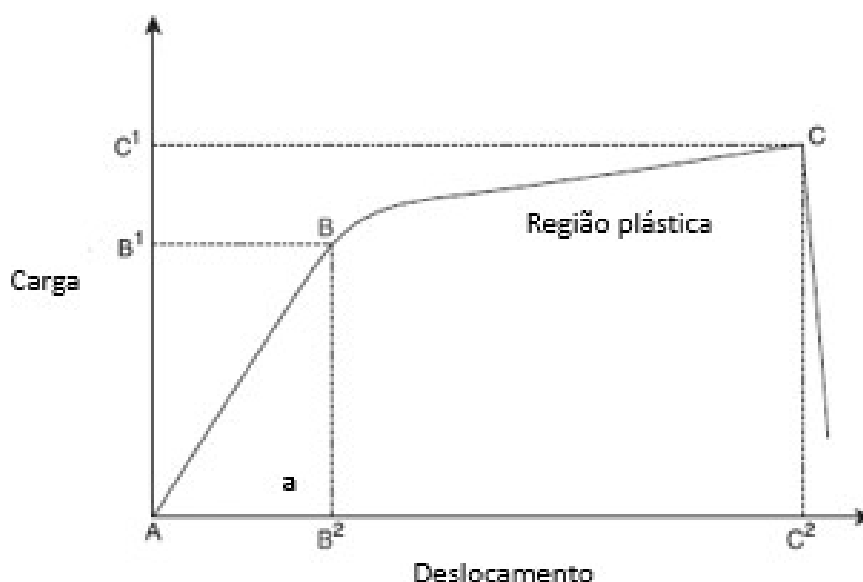
mesmo após a retirada da carga aplicada, a deformação do objeto permanece. Outro tipo de deformação, aplicada apenas a metais dúcteis, é a fadiga metálica, caracterizada pela progressiva formação de fissuras, que se desenvolvem em um material sujeito a vários ciclos de deformação elástica (CHAO et al., 2012). Conforme os ciclos vão ocorrendo, a deformação se torna plástica e posteriormente há falha do material em forma de fratura ou podem ocorrer mais deformações plásticas, dependendo da fragilidade ou ductibilidade do material (CHAO et al., 2012).

A relação entre uma carga aplicada a uma estrutura e a deformação decorrente dessa carga é chamada de curva carga-deformação (ou curva *stress-strain*) e pode ser dividida em região de deformação elástica e região de deformação plástica. A região de deformação elástica funciona como uma mola, isto é, conforme a carga aplicada é aumentada, a curva ascende, e quando a carga é retirada o objeto volta ao seu formato inicial (TURNER; BURR, 1993). O osso não se comporta exatamente assim, pois a presença de fluido em sua composição resulta em perda de parte da energia elástica. Grandes ossos costumam ser mais rígidos (TURNER; BURR, 1993). A curva carga-deformação permite avaliar elasticidade, plasticidade, rigidez e ponto de falha (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2017).

Na curva carga-deformação, as regiões de deformação elástica e deformação plástica são separadas por uma fronteira imaginária chamada limite elástico, e qualquer deformação acima desse ponto se torna permanente e é denominada deformação plástica (Figura 1). O limite elástico é o local onde a curva se torna não linear. As deformações plásticas do osso se caracterizam por deslizamentos nas linhas de crescimento, microfraturas trabeculares, fissuras ou combinações dessas alterações (TURNER; BURR, 1993).

A quantidade de carga (tensão) pós-limite elástico, antes de ocorrer uma fratura, é chamada de ductilidade do material, e o oposto da ductilidade é chamado de fragilidade. Um material que suporta pouca carga pós-limite elástico é classificado como frágil. O osso não é um material extremamente dúctil, pois suporta pouca carga após o limite elástico. A área abaixo da curva demonstra a carga suportada por um material antes de fraturar, ou seja, a rigidez do material (TURNER; BURR, 1993).

Figura 1: Curva tensão-deformação. Limite elástico (B): permanente deformação ocorre após esse ponto. Carga no limite elástico (B^1): carga por unidade de área suportada antes da deformação plástica. Deslocamento no limite elástico (B^2): quantidade de deformação elástica suportada antes de deformação plástica. Pico (C): falha do material ocorre neste ponto. Carga no pico (C^1): quantidade de carga suportada antes da falha. Deslocamento no pico (C^2): quantidade de deformação suportada antes da falha. a: região elástica.



Fonte: Adaptado de Chao et al. (2012).

No osso, a carga total suportada (resistência máxima) e a carga aplicada imediatamente antes de romper (resistência à ruptura) geralmente tem o mesmo valor, o que não ocorre em outros materiais, como o aço, que se alonga consideravelmente antes de fraturar, apresentando a resistência à ruptura menor do que a resistência máxima. Existe ainda a quebra por fadiga, que é a sucessão de cargas aplicadas a um material na região da curva imediatamente anterior ao limite elástico, causando microfraturas no material e, se continuada, leva à falha completa e fratura do objeto. Isso ocorre tanto nos ossos quanto em materiais mais dúcteis como aço (TURNER; BURR, 1993; ZDERO, 2017).

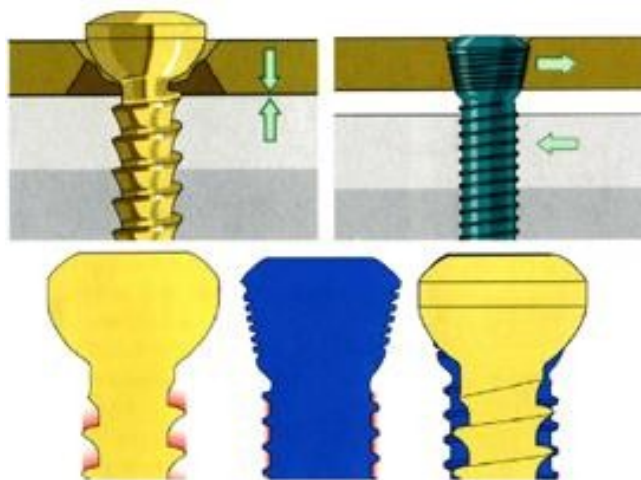
3.2 PLACAS BLOQUEADAS

As placas bloqueadas tem sido amplamente utilizadas no tratamento de fraturas. De maneira resumida, as placas funcionam como fixadores esqueléticos externos sem a desvantagem de transpassar e lesionar os tecidos moles, além de proporcionar menor risco a infecções por serem fixadas internamente (BARBER et al., 2021; CRONIER et al., 2010; HAIDUKEWYCH, 2004; JOHNSTON et al., 2018). Além disso, o sistema placa e parafuso bloqueado permite que a barra de ligação (placa), fique próxima do osso, proporcionando maior vantagem mecânica para a construção em relação aos fixadores externos. Os parafusos agem como membros de apoios transversais, assim como os pinos de transfixação, e devido à estabilidade angular proporcionada pelo bloqueio da cabeça do parafuso à placa, a tensão criada durante carga axial ou flexão é convertida em carga compressiva na interface parafuso-osso (JOHNSTON et al., 2018). Cronier et al. (2010) demonstraram que o sistema de bloqueio é capaz de suportar mais carga axial e de flexão quando comparado ao sistema convencional.

Extremamente versáteis, as placas e parafusos podem ser aplicadas em fraturas do esqueleto apendicular e axial, e devem ser utilizadas em fraturas articulares. São úteis para a movimentação precoce do membro e conforto do paciente, e muito utilizadas no tratamento de fraturas de baixo escore. O sistema de placa e parafuso bloqueado é altamente eficaz, pois a cabeça do parafuso trava na placa e permite que ambos atuem como um só sistema (JOHNSON, 2015; WAGNER, 2003), além de proporcionar estabilidade angular (JOHNSON, 2015).

Em alguns sistemas bloqueados, a cabeça do parafuso é cônica e possui rosca de passo igual ao passo do corpo, porém menor, que se encaixa no orifício da placa (Figura 2), também rosqueado, proporcionando máxima ancoragem (CRONIER et al., 2010). Tudo isso permite que o sistema funcione sem a necessidade de compressão da placa sobre o osso (WAGNER, 2003). O comprimento da placa é dado pelo número de orifícios, enquanto o tamanho da placa é determinado pelo diâmetro do parafuso que os orifícios podem suportar (JOHNSON, 2015).

Figura 2: a. Representação de um parafuso tradicional e de um parafuso de bloqueio.
b. O diâmetro do parafuso de bloqueio é maior e sua rosca mais fina.



Fonte: Cronier et al. (2010).

Outra importante característica das placas e parafusos bloqueados é que, diferente dos sistemas convencionais, em que há arrancamento individual dos parafusos, este sistema funciona como um sistema em bloco e é mais robusto, o que dificulta o arrancamento isolado de parafusos, porém, quando há falha do sistema, pode ocorrer a fratura do fragmento ósseo devido ao arrancamento em bloco dos parafusos (Figura 3) (CRONIER et al., 2010).

Figura 3 - Arrancamento em bloco de um sistema bloqueado.



Fonte: Cronier et al. (2010).

3.3 PLACA EM FUNÇÃO PONTE

As fraturas que apresentam grandes espaços interfragmentários (cominutivas) necessitam de uma deformação relativa no foco de fratura entre 2% a 10% para que ocorra a consolidação óssea secundária ou indireta. Uma estabilização muito rígida da fratura pode comprometer essa deformação e ocasionar complicações na consolidação, como atrasos na união ou não união. Para diminuir a rigidez da fixação, costuma-se preencher apenas os orifícios mais distais e mais proximais da placa, proporcionando uma área de trabalho maior (JOHNSON, 2015; JOHNSTON et al., 2018; PAN et al., 2019).

Essas placas são firmemente fixadas aos fragmentos proximal e distal da fratura e o momento área de inércia é reduzido a um orifício, o que deixa a placa mais susceptível a flexão neste local (JOHNSTON et al., 2018). As placas pontes funcionam como uma tala interna que mantém o osso alinhado enquanto a consolidação progride (JOHNSON, 2015), e a rigidez da osteossíntese depende do material da placa, do número e posição dos parafusos (HEYLAND et al., 2017).

Todas as cargas aplicadas no osso passam através placa e pelos parafusos, o que resulta um maior estresse dos parafusos no período inicial da cicatrização (JOHNSON, 2015). A área de trabalho de uma placa (distância entre os dois parafusos mais próximos do foco de fratura) define quantidade de mobilidade que existirá na fratura, fator importante para a consolidação óssea secundária (LEAL et al., 2010).

Em 2012, Superti et al. realizaram um estudo com a utilização de placa ponte em 17 pacientes que apresentavam fratura em úmero. Em fraturas próximas à articulação, realizou uma montagem de três parafusos no fragmento menor próximo à articulação e dois ou três parafusos intercalados pela maior quantidade possível de orifícios vazios no fragmento maior. As fraturas médio-diafisárias, foram fixadas com quatro parafusos, sendo dois distais e dois proximais, deixando o maior número possível de orifícios vazios no meio. O tempo médio de consolidação foi de 17,5 semanas para todas as fraturas, entretanto as fraturas com 4 parafusos tiveram um tempo de consolidação relativamente menor (15,5 semanas). As fraturas fixadas com 5 parafusos apresentaram tempo médio de consolidação de 18 semanas e as fixadas com 6 parafusos apresentaram tempo médio de 19,7

semanas, levando à conclusão que a fixação por estabilidade relativa através da utilização de placa ponte é altamente eficaz, mesmo para fraturas com traços simples. A utilização de apenas dois parafusos em cada fragmento mostrou-se mais eficiente do que a utilização de cinco ou seis parafusos, por permitir maior micromovimentação no foco de fratura.

Em um outro estudo realizado por Shetty et al., 2011, 32 fraturas diafisárias de úmero foram tratadas com placa ponte com técnica minimamente invasiva, colocando-se, no mínimo, dois parafusos em cada fragmento ósseo. Os pacientes foram acompanhados mensalmente nos primeiros 6 meses, a cada 3 meses até completar o primeiro ano, e a cada 6 meses até o segundo ano de pós-operatório. Consolidação completa foi observada com o tempo médio de 12,9 semanas (10 – 20 semanas) e em dois pacientes foi necessário realizar enxertia óssea pois não havia atividade óssea satisfatória em 12 semanas. O autor concluiu que a utilização de longas placas na função ponte, com parafusos nas extremidades é extremamente útil para consolidação pois permite uma construção elástica.

3.4 AÇO E TITÂNIO

Materiais indicados para fabricação de implantes ortopédicos devem apresentar características como biocompatibilidade e resistência à degradação por desgaste, corrosão entre outros. As propriedades estruturais incluem resistência à flexão, rigidez, fadiga e falha mecânica (FRIIS, 2017). Os metais são frequentemente utilizados para confecção de implantes ortopédicos por apresentarem características que evitam degradação e permitem boa rigidez e ductilidade (FRIIS, 2017; ONG; LOVALD; BLACK, 2014).

Os metais possuem alta elasticidade e limite elástico, o que possibilita pouca deformação elástica ou até nenhuma deformação permanente quando submetidos a grandes cargas. Apresentam também alta ductilidade, o que permite certa deformação plástica antes da quebra do implante e plasticidade suficiente boa para resistência à fadiga. Podem ser fabricados por uma grande variedade de componentes e apresentam boa a excelente resistência quando fabricados e manuseados corretamente (ONG; LOVALD; BLACK, 2014).

Problemas encontrados em implantes metálicos como corrosão, rigidez insuficiente e quebra levaram os pesquisadores a desenvolverem novos implantes que pudessem suportar os estresses físicos e fisiológicos (BARBER et al., 2021). O implante ortopédico ideal para tratamento de fraturas deve ser: dúctil, ou seja, deformar plasticamente sem fraturar; rígido (resistir à deformação após aplicação de uma força); forte (suportar tensões aplicadas sem falhar); e biocompatível (HAYES; RICHARDS, 2010; JOHNSTON et al., 2018). A rigidez da osteossíntese é influenciada não só pelo material do implante, mas também pela disposição dos parafusos na placa (BARBER et al., 2021; BEINGESSNER et al., 2011; HEYLAND et al., 2017).

O aço inoxidável 316L é amplamente utilizado e apresenta a maioria dessas características citadas acima (HAYES; RICHARDS, 2010; JOHNSTON et al., 2018). O aço tem densidade de $7,9\text{g/cm}^3$, duas vezes superior à do titânio, e módulo de elasticidade maior, o que o caracteriza como mais forte (HAYES; RICHARDS, 2010) e mais pesado, mas a resistência à fadiga é maior nos implantes de titânio (JOHNSTON et al., 2018). São utilizadas três versões de tensão para a fabricação de implantes de aço, sendo a versão recozida utilizada para cerclagens, pois necessitam maior maleabilidade, e o aço trabalhado a frio a versão utilizada para a fabricação de placas e parafusos. O titânio também pode ser recozido (implantes submetidos a tensões relativamente baixas) e trabalhado a frio, versão mais resistente e utilizada em placas e parafusos (HAYES; RICHARDS, 2010).

Em 1998, Matthew e Frame realizaram um estudo com 12 cães submetidos à colocação de implantes no osso frontal, dos quais seis receberam implantes de titânio e seis de aço inoxidável com quatro parafusos de 5mm de comprimento cada. Quatro animais foram eutanasiados (dois com placas de aço e dois com placas de titânio) após 4, 12 e 24 semanas e os implantes foram removidos. Na inspeção visual observou-se pigmentação cinza em tecido conjuntivo fibroso que recobria tanto as placas de aço como as de titânio após 12 e 24 semanas, não sendo notada com quatro semanas. A pigmentação era mais intensa nas cabeças dos parafusos. Detritos metálicos foram encontrados nos tecidos moles e ossos em todos os tempos de todos os cortes histológicos examinados, tanto para as placas de aço quanto para as placas de titânio e foram diminuindo com o passar do tempo, mas ainda estavam presentes após 24 semanas. Não se sabe ainda se essa corrosão galvânica apresenta relevância clínica.

Hayes e Richards (2010) descreveram que o titânio, quando trabalhado a frio, tem maior ductilidade e força para ser utilizado em placas e parafusos ósseos. Entretanto, o aço inoxidável suporta maior deformação antes de quebrar. Outra vantagem do aço citada neste estudo é que os parafusos de aço permitem ao cirurgião sentir quando está no máximo do torque, ao contrário dos parafusos de titânio, o que pode fazer que o cirurgião faça mais torque que o necessário e frature o parafuso. Apesar do titânio promover maior osteointegração, o que poderia promover estabilidade superior do implante, o aço cirúrgico é amplamente utilizado sem muitos incidentes, o que torna essa diferença pouco relevante clinicamente. Todavia, nos últimos 15 anos os cirurgiões tem preferido utilizar titânio, principalmente em cirurgias craniomaxilofacial, pois as novas ligas de titânio são mais resistentes à corrosão, menos rígidas e menos densas.

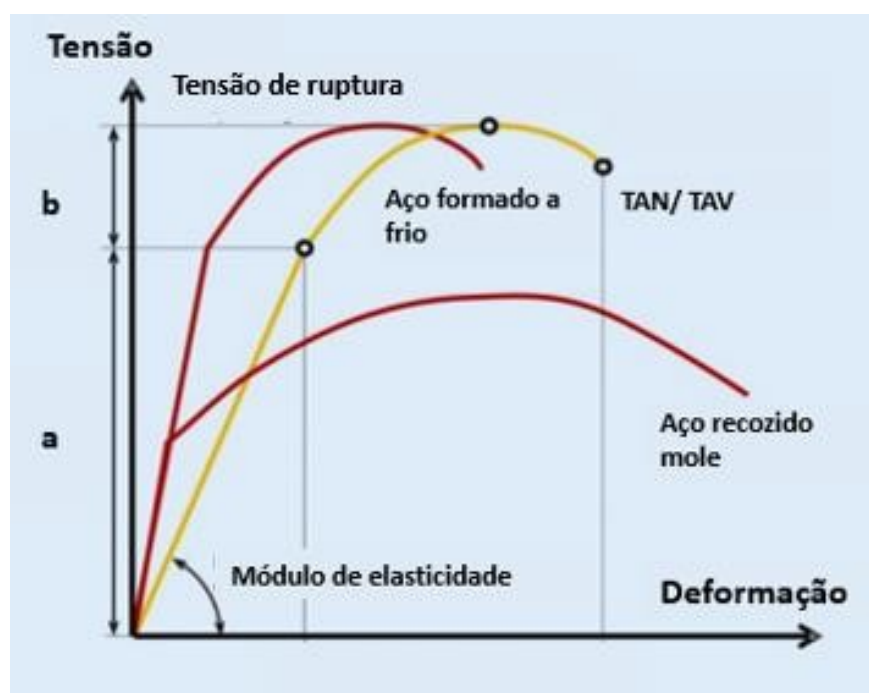
O titânio é, atualmente, o material mais utilizado na Europa para produção de implantes ortopédicos, devido à excelente biocompatibilidade e boa resistência à corrosão. Na América do norte e na Austrália, há mais disponibilidade de depósitos de titânio do que de cromo ou níquel para produção de aço. A densidade do titânio é 40% mais baixa que a do aço, o que proporciona mais leveza aos implantes. Desde 1986, a liga titânio – alumínio – nióbio (TAN) é utilizada na produção de próteses e agora é também disseminada na produção de implantes para osteossíntese (HEYLAND et al., 2017).

A resistência à fratura é medida como a carga máxima suportada pelo implante e, no caso do titânio, o valor mínimo é inferior ao aço. Quanto à fadiga decorrente de carga cíclica, o titânio e o aço não apresentam diferença significativa, mas em relação ao módulo de elasticidade (módulo *Young*), determinante para rigidez do implante, o titânio apresenta valores menores quando comparado ao aço. Isso implica em maior elasticidade do implante de titânio, característica importante para consolidação óssea (HEYLAND et al., 2017).

Além do ferro e do carbono, cromo, molibdênio e níquel são utilizados nas ligas de aço. O cromo é extremamente importante para inibição da corrosão e uma camada protetora de óxido de cromo na superfície do implante reduz as perfurações e corrosões no implante. O molibdênio, além de reduzir a corrosão, aumenta a rigidez da estrutura. Atualmente, a liga mais utilizada para confecção de implantes para osteossíntese é a de 316L (18% cromo, 14% níquel e 2,5% molibdênio) (HEYLAND et al., 2017). A resistência à fratura é maior no aço trabalhado

a frio do que no aço recozido e maior quando comparado ao titânio (Figura 4). Apesar de maior rigidez do aço, a disposição dos parafusos na conformação da placa ponte é crucial para permitir a micromovimentação no local da fratura e proporcionar melhor ambiente para consolidação óssea (HEYLAND et al., 2017).

Figura 4: Representação esquemática da curva carga-deformação do aço (vermelho) e do titânio (amarelo) em um teste de tração. Com o aumento da carga (tensão), a tensão do material aumenta proporcionalmente apenas no intervalo elástico e, posteriormente, progride para o intervalo plástico até a fratura. Em contraste com o aço trabalhado a frio, o aço recozido mole tem uma carga de ruptura significativamente menor e, ao mesmo tempo, um alongamento de ruptura maior. A principal diferença entre o aço e as ligas de titânio (TAN/TAV) é a flexibilidade significativamente maior do titânio, caracterizada por uma inclinação menor da curva na faixa elástica. a – área elástica. b – área plástica. TAN titânio-alumínio-nióbio, TAV titânio-alumínio-vanádio.



Fonte: Adaptado de Heyland et al. (2017).

Em um estudo comparativo entre aço e titânio realizado por Sinicropi et al. (2005), observou-se que animais com fratura de rádio tratados com placas de aço inoxidável não desenvolveram tendinite, enquanto no grupo tratado com placas de titânio, houve 60% de infamação tendínea grave com o uso de placas de titânio (liga Ti-A16-V4) e 57% com o uso placas de titânio puro. Não foi observado diferença significativa de rigidez e carga até a falha entre os dois metais em fraturas distais de rádio, mas foi confirmado maior deslocamento translacional e rotacional com as placas

de titânio. Ao comparar complicações após fixação, não foi observado diferença significativa na taxa de remoção dos implantes.

Ao realizar um estudo prospectivo sobre complicações associadas ao tratamento de fraturas em tíbia utilizando hastes bloqueadas, Schemitsch et al. (2012) constataram maiores taxas de quebra dos parafusos de bloqueio nas hastes de aço inoxidável (10,1%) quando comparadas às de titânio (2,3%), dados estatisticamente relevantes e clinicamente importantes.

4. MATERIAL E MÉTODOS

A montagem dos protótipos e as radiografias foram realizadas nas instalações do Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina (HV – UEL). A execução dos ensaios biomecânicos foi realizada no Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ – USP).

4.1 CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova utilizados para simulação dos ossos foram fabricados pela empresa Nacional Ossos^{®1}, em formato de bloco de espuma rígida de poliuretano com densidade de 30 PCF - 0,48 g/cm³ nas dimensões de 95mm de comprimento, 45mm de largura e 30mm de altura, na cor laranja e camada simulando cortical óssea de densidade 40 PCF - 0,96g/cm³, com dimensões 95mm de comprimento, 45mm de largura e 1mm de altura na cor cinza. A dimensão total dos corpos de prova foi de 95mm de comprimento, 45mm de largura e 31mm de altura.

4.2 IMPLANTES

Para execução do trabalho, os implantes foram cedidos pela empresa Engevet^{®2}. Foram utilizadas 12 montagens, das quais seis com placas de titânio (ASTM F136) e seis com placas de aço (aço inox F138), todas com 10 cm de comprimento e 2,7mm de espessura, contendo três orifícios distais e três orifícios proximais de bloqueio circular e ponte de 40mm (Figura 5). As placas de aço continham orifícios para colocação de pinos entre os orifícios de bloqueio.

¹ Nacional Ossos[®] - Rua Targino Grizzo, 220 - Jardim Dr. Luciano - Jaú - SP

² Engevet[®] - Rua Finlândia 390 - Jardim Vilas Boas - Londrina - PR

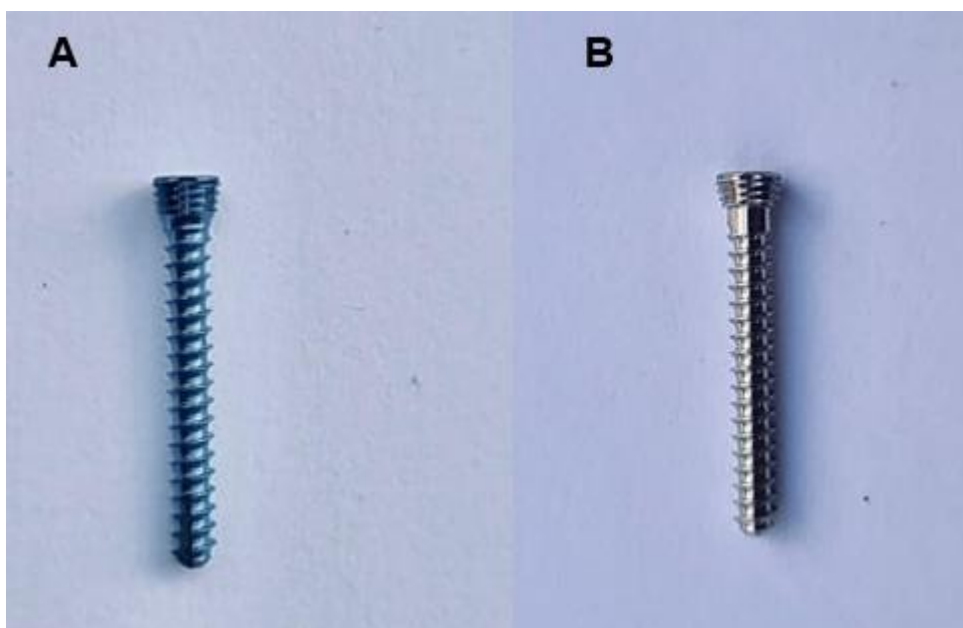
Figura 5 - A: placa de titânio. B: placa de aço.



Fonte: O próprio autor.

Para as montagens com placas de aço, foram utilizados quatro parafusos monocorticais de aço (aço inox F138) de 2,7mm de espessura e 22 mm de comprimento; para as montagens com placas de titânio, foram utilizados quatro parafusos monocorticais de titânio (ASTM F136) de 2,7mm de espessura e 22 mm de comprimento (Figura 6). Para colocação dos parafusos, foi utilizada uma broca de aço de 2mm de diâmetro e uma guia de perfuração correspondente ao sistema 2,7mm, rosqueado nos orifícios de bloqueio das placas.

Figura 6 – A: parafuso de titânio. B: parafuso de aço.

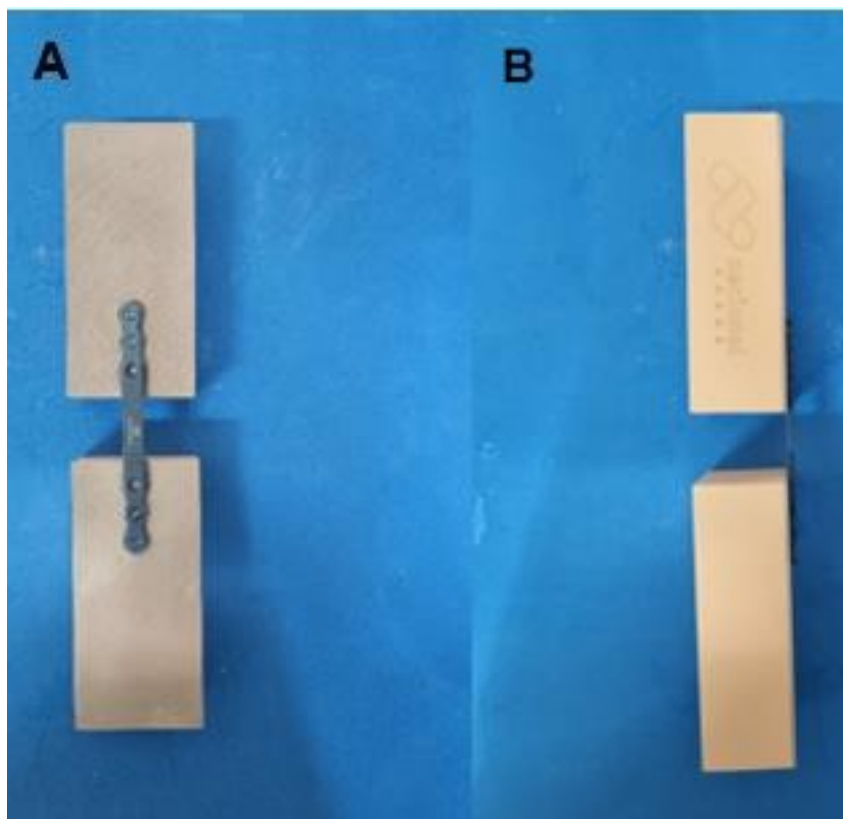


Fonte: O próprio autor.

4.3 MONTAGEM

Para cada montagem foram utilizados dois corpos de prova com espaçamento de 22 mm entre eles, padronizado por paquímetro digital, fixados em uma morsa. As placas foram centralizadas nos corpos de prova com auxílio de um paquímetro e uma marcação com caneta esferográfica azul foi realizada ao redor das placas para que não se perdesse o posicionamento durante a colocação dos implantes. Todas as montagens foram planejadas e executadas pela mesma pessoa e iniciadas pela colocação dos parafusos distais em ambos os fragmentos e, em seguida, dos outros dois parafusos. Os orifícios mais próximos à ponte foram deixados sem implantes (Figura 7).

Figura7: Imagem fotográfica da montagem de titânio número 1 (T1). A: vista frontal. B: vista lateral.

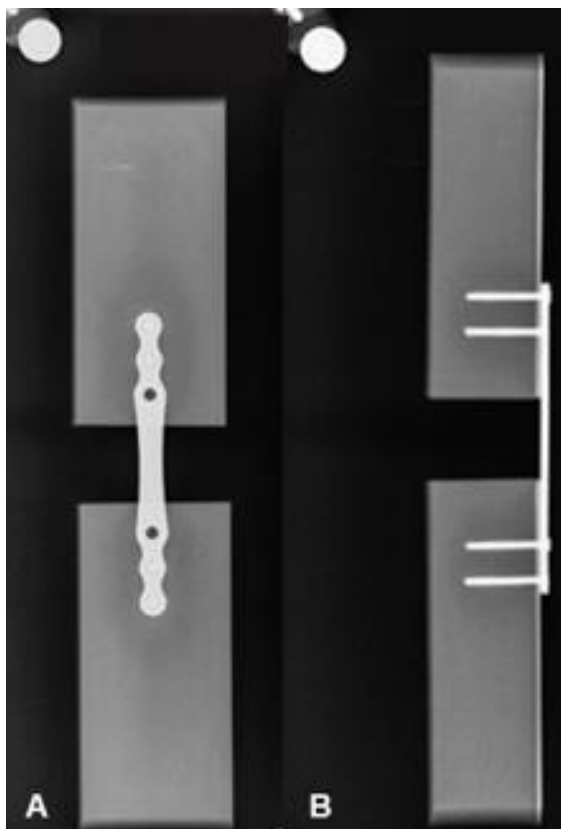


Fonte: O próprio autor.

4.4 RADIOGRAFIAS

As radiografias das montagens foram realizadas no Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – HV UEL, antes e após os ensaios biomecânicos com a presença de marcador radiográfico com a finalidade de identificar a extremidade proximal das montagens, nas projeções craniocaudal e lateral (Figura 8). Foi padronizada técnica de 48KV, 100mA, 0,125s e 12,5mAs.

Figura 8: Imagem radiográfica pré-ensaio da montagem de titânio número 1 (T1). A: projeção craniocaudal. B: projeção lateral.



Fonte: O próprio autor.

4.5 ENSAIO MECÂNICO

Os corpos de prova foram centralizados com o auxílio de parafusos nos quatro lados e fixados à máquina de ensaios universal (EMIC^{®3}, modelo DL10000 – Figura 9) através da utilização de acrílico auto polimerizante JET^{®4} em ambas as extremidades (Figura 10), para a realização de teste biomecânico destrutivo de compressão axial.

³ EMIC[®] - Rua Quirino Zagonel, 257 - Italia, São José dos Pinhais - PR

⁴ JET[®] - Artigos odontológicos clássico Ltda - Avenida Diogenes Ribeiro Lima, 2720, Lapa São Paulo/SP

Figura 9: Imagem fotográfica da máquina de ensaios universal EMIC®, modelo DL10000.



Fonte: o próprio autor.

Figura 10: Imagem fotográfica da montagem de titânio número 1 (T1) fixada à máquina de ensaios universal.



Fonte: O próprio autor.

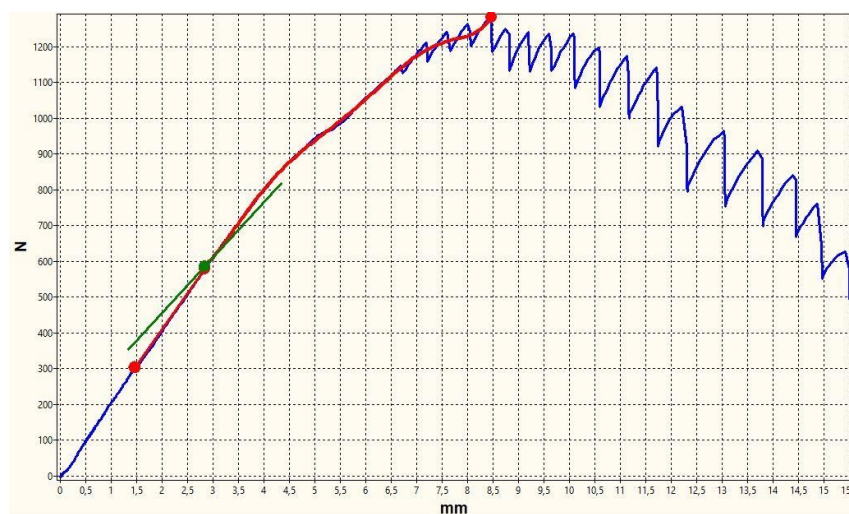
O ensaio biomecânico foi realizado no Laboratório de Biomecânica de Ortopedia e Traumatologia Comparada da FMVZ - USP, com o uso da máquina de ensaios universal dotada de célula de carga de 100kN, travessão móvel com transdutores de medição de força e velocidade. Um sistema de aquisição de dados (TESC® versão 3.04) mostra os valores de força e deslocamento, os quais são adquiridos em tempo real (Gráfico 1). Serão analisados os parâmetros biomecânicos de rigidez (N/mm), deslocamento (mm) e carga (N) no limite elástico aparente e na resistência máxima.

A curva carga versus deslocamento será ajustada a partir de uma regressão polinomial de grau 8, para melhor precisão da análise. A rigidez será calculada a partir do quociente das variações da carga e do deslocamento na região linear da curva. Serão adotados para a seleção desta região os valores de coeficiente de determinação (r^2) iguais ou superiores a 0,99.

De acordo com o proposto por Souza (1982), limite elástico aparente utilizado será o limite Johnson, o qual será determinado como o ponto onde a

inclinação da tangente à curva carga versus deslocamento é 25 % menor que a inclinação da reta da rigidez. A velocidade ajustada para o ensaio foi de 20mm/min, a força máxima configurada foi de 25000 N e os ensaios foram encerrados quando atingido um colapso de 60%.

Gráfico 1: Curva carga-deslocamento do ensaio de titânio número 1 (A1). A linha vermelha demonstra o gráfico ajustado pelo programa (TESC® versão 3.04). O ponto verde demonstra os valores de carga (N) e deslocamento (mm) no limite elástico aparente. O ponto vermelho superior demonstra os valores de carga (N) e deslocamento (mm) no pico.



Fonte: O próprio autor.

4.6 ESTATÍSTICA

As variáveis analisadas foram carga no limite elástico aparente (carga L/E), deformação no limite elástico aparente (deformação L/E), carga no pico, deformação no pico e rigidez. A normalidade dos erros foi testada através do teste de Shapiro-Wilk (W), a homogeneidade das variâncias através do teste de Bartlett (Bartlett's K-squared) e a independência dos erros pelo teste de Durbin-Watson (DW).

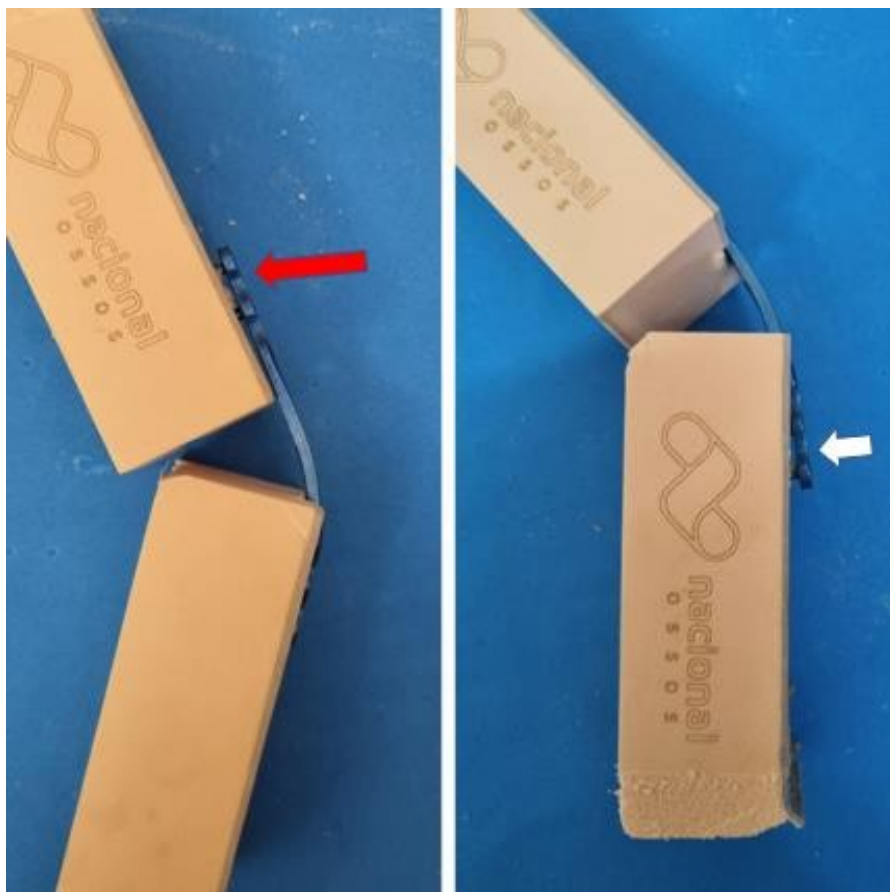
Para avaliar a independência das amostras, foi utilizado o teste de qui-quadrado (X^2). Quanto ao nível de significância, foram consideradas diferenças significativas para valores de " p " menores ou iguais a 0,05.

5. RESULTADOS

5.1 AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA

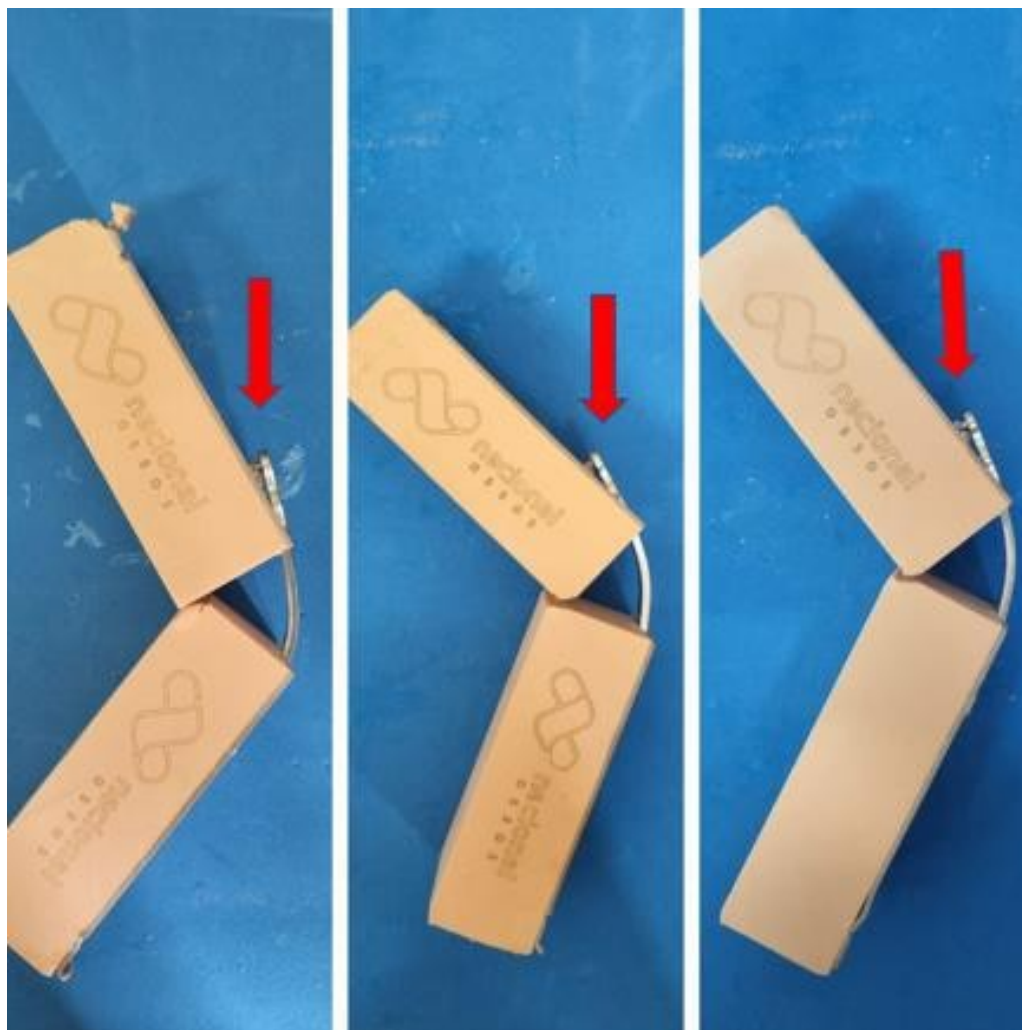
Macroscopicamente, ao término dos ensaios, houve encurvamento (deformidade plástica) de todas as placas. Houve o arrancamento parcial dos parafusos (*pullout*) nas montagens 5 e 6 de titânio (T5 e T6), nos blocos proximal e distal, respectivamente (Figura 11). Já nos ensaios de aço, o arrancamento ocorreu em quatro montagens (2, 3, 4 e 5). As montagens A2, A4 e A5 apresentaram arrancamento no bloco proximal (Figura 12) e a A3 no bloco distal (Figura 13). Alguns blocos se tocaram após atingirem o ponto de carga máxima (pico), causando pequenas deformidades em suas extremidades.

Figura 11: Imagem fotográfica das montagens 5 e 6 de titânio após ensaio mecânico de compressão axial. À esquerda, T5. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos do bloco proximal (seta vermelha). À direita, T6. Nota-se o arrancamento dos parafusos do bloco distal (seta branca).



Fonte: O próprio autor.

Figura 12: Imagem fotográfica das montagens 2, 4 e 5 de aço após ensaio mecânico de compressão axial. À esquerda A2, ao centro A4 e à direita A5. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos dos blocos proximais (setas vermelhas).



Fonte: O próprio autor.

Figura 13: Imagem fotográfica da montagem A3 após o ensaio mecânico de compressão axial. Nota-se o arrancamento parcial dos parafusos do bloco distal (seta vermelha).

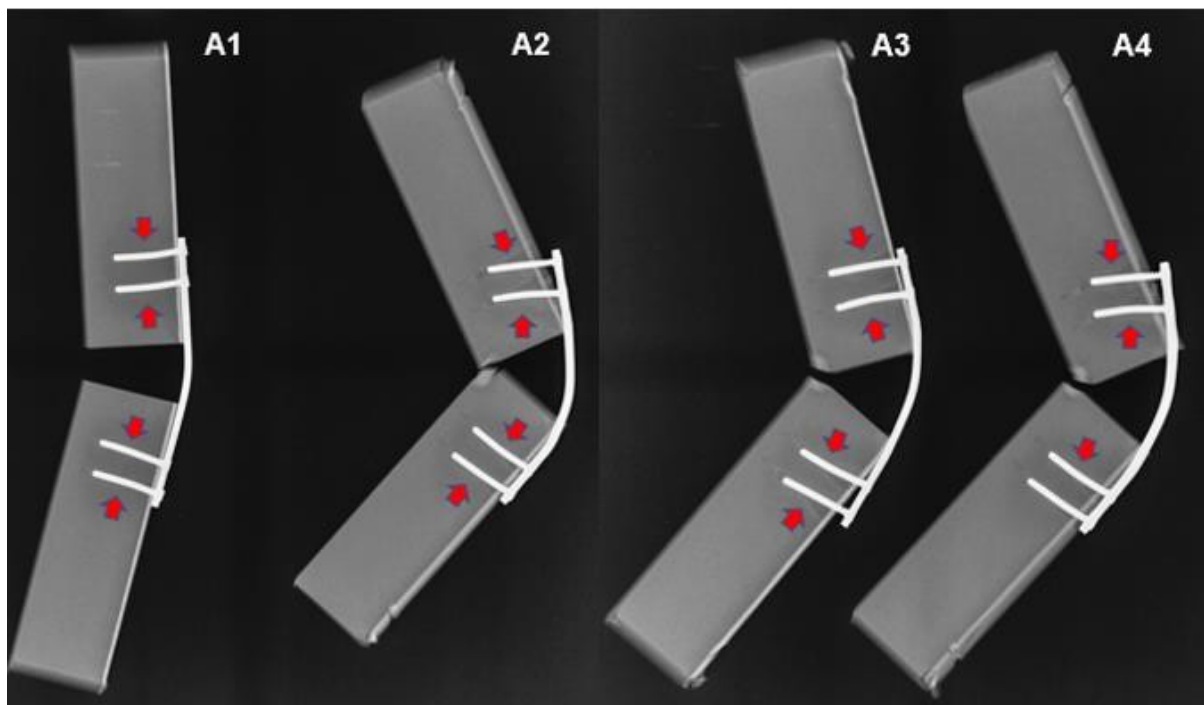


Fonte: O próprio autor.

5.2 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA

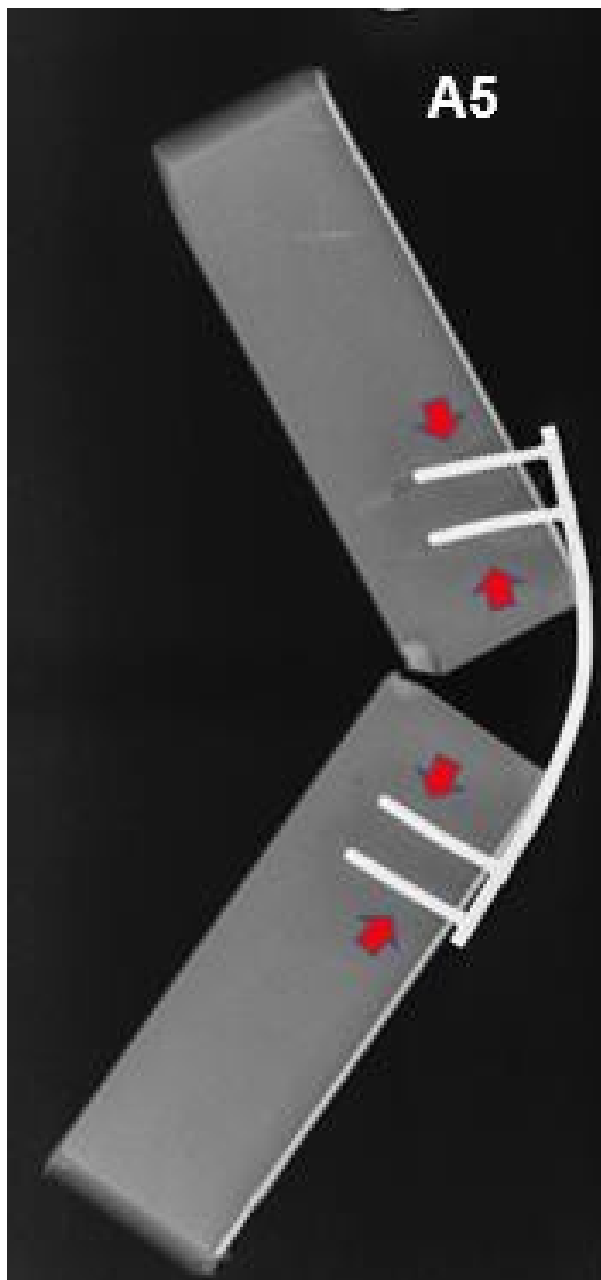
Radiograficamente, não foram observadas quebras das placas ou dos parafusos, porém houve o encurvamento de parafusos na montagem de aço número 1 (A1), em A2, A3, A4 e A5 (Figuras 14 e 15), além dos arrancamentos já descritos. Nas montagens de titânio, houve encurvamento de parafusos apenas em T6 nos parafusos que sofreram arrancamento parcial (Figura 16).

Figura 14: Imagens radiográficas pós-ensaio mecânico de compressão axial das montagens A1, A2, A3 e A4, respectivamente. Nota-se encurvamento dos parafusos (setas vermelhas) em A1, A2, A3 e A4.



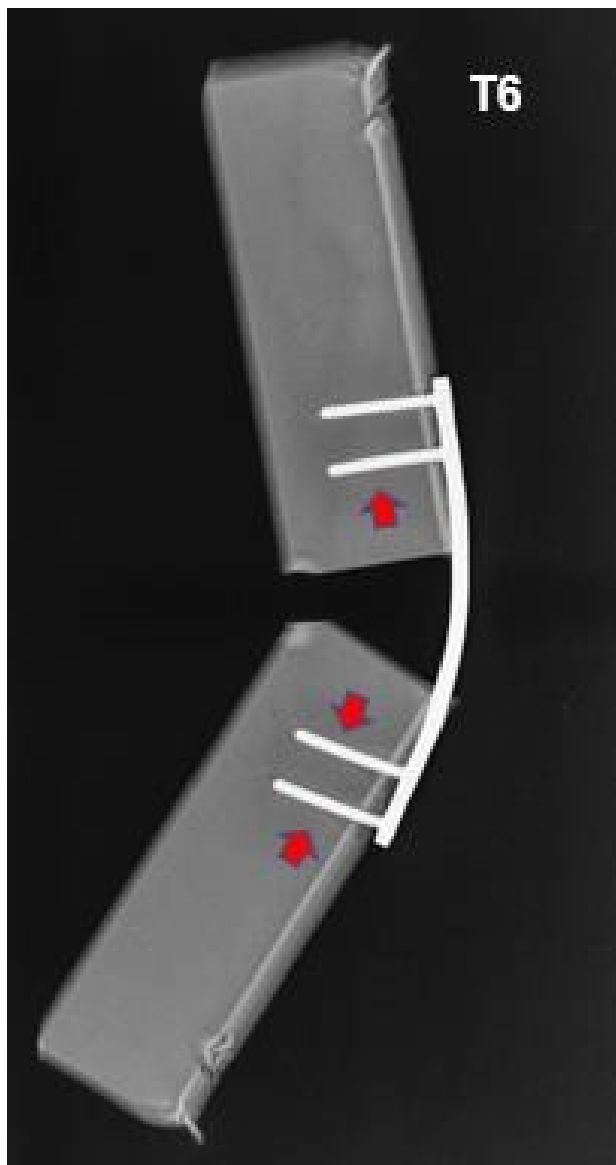
Fonte: O próprio autor.

Figura 15: Imagem radiográfica pós-ensaio mecânico de compressão axial da montagem A5. Nota-se encurvamento dos parafusos (seta vermelha).



Fonte: O próprio autor.

Figura 16: Imagem radiográfica pós-ensaio mecânico de compressão axial da montagem T6. Nota-se encurvamento dos parafusos (seta vermelha).



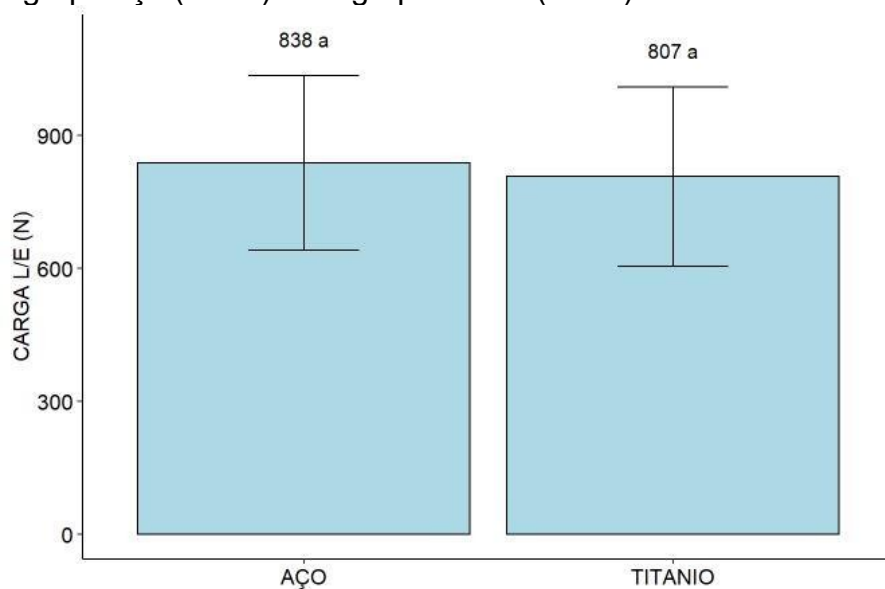
Fonte: O próprio autor.

5.3 ENSAIO MECÂNICO

Não houve diferença entre os grupos (aço e titânio) em nenhuma das variáveis testadas ($p > 0,05$). Nos Gráficos 2 e 3 é possível comparar as variáveis carga no limite elástico aparente (N) e deformação no limite elástico aparente (mm),

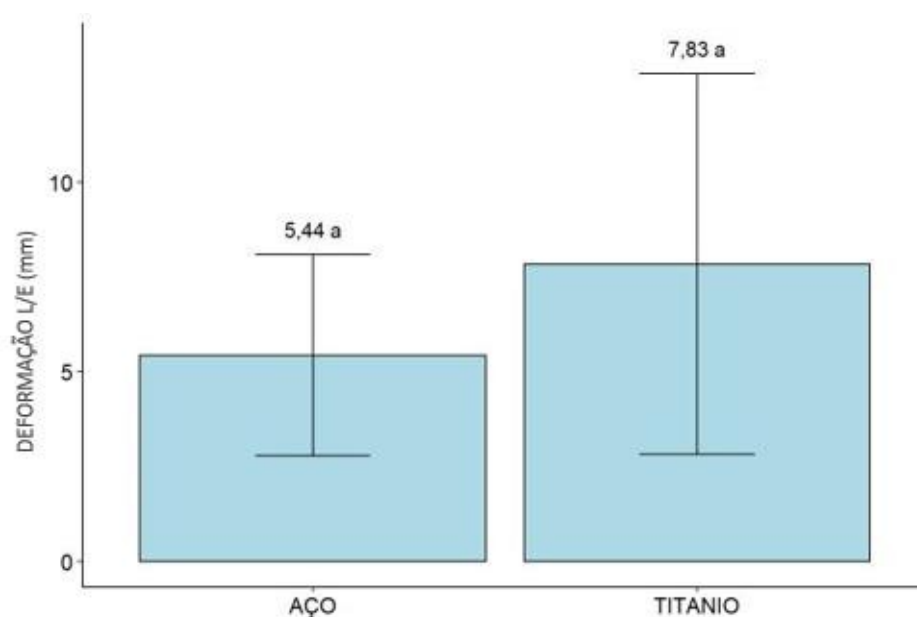
respectivamente, entre os grupos de aço e de titânio, confirmando a similaridade dos resultados.

Gráfico 2: Carga no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (838N) e do grupo titânio (807N).



Fonte: O próprio autor.

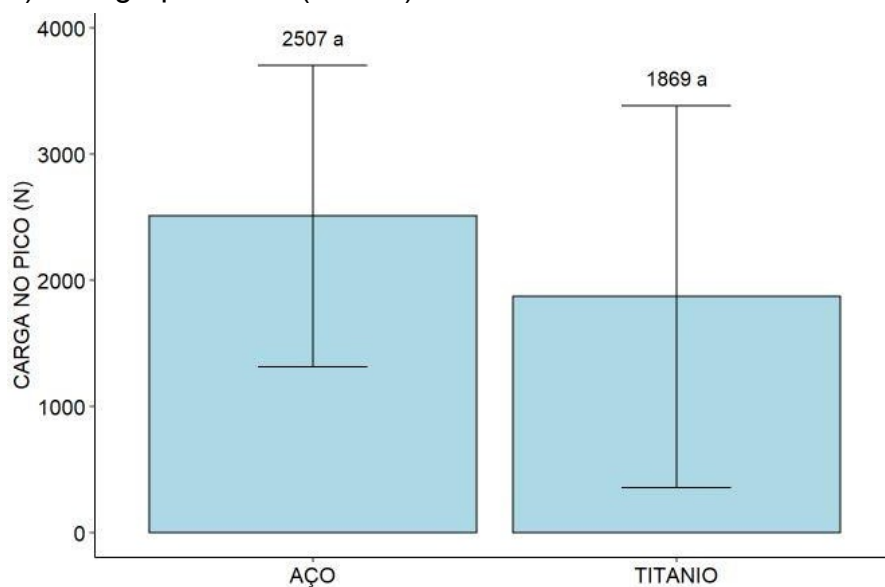
Gráfico 3: Deformação no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (5,44mm) e do grupo titânio (7,83mm).



Fonte: O próprio autor.

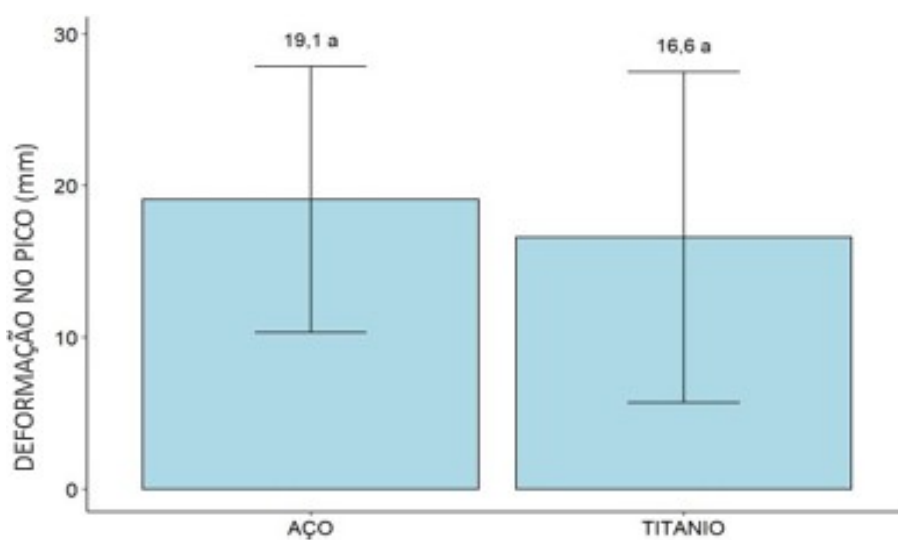
Nos Gráficos 4 e 5 é possível observar os valores de carga no pico (N) e deformação no pico (mm), respectivamente, nos grupos de aço e titânio.

Gráfico 4: Carga no pico dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (2507N) e do grupo titânio (1869N).



Fonte: O próprio autor.

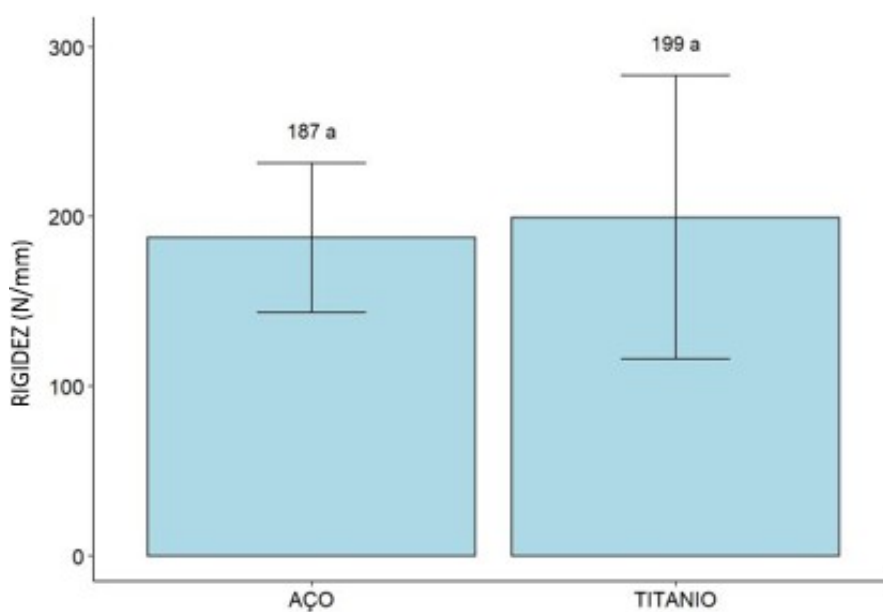
Gráfico 5: Deformação no pico dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (19,1mm) e do grupo titânio (16,6mm).



Fonte: O próprio autor.

No Gráfico 6 é possível comparar os valores de rigidez (N/mm) entre grupos de aço e titânio.

Gráfico 6: Rigidez (N/mm²) dos grupos de aço e titânio. Observar a média do grupo aço (187N/mm) e do grupo titânio (199N/mm).



Fonte: O próprio autor

6. DISCUSSÃO

O titânio apresenta módulo de elasticidade menor que o aço, o que caracteriza maior flexibilidade e significa que as deformações plásticas são mais próximas do osso (HAYES; RICHARDS, 2010). Heyland et al. (2017) concluíram, em um estudo comparativo entre aço e titânio simulando fraturas cominutivas de fêmur em ossos sintéticos tubulares longos, que o titânio oferece uma elasticidade significativamente maior que o aço, permitindo uma maior movimentação Inter fragmentária. Neste presente não foi possível confirmar diferença significativa entre aço e titânio em nenhuma das variáveis ao teste destrutivo de compressão axial, entretanto, o valor médio de rigidez foi maior para as montagens de titânio, contradizendo este e outros estudos que confirmaram maior rigidez do aço.

Damron et al. (1994) examinaram a fixação de fraturas diafisárias em falanges proximais de cadáveres humanos com placas de aço inoxidável e titânio, e puderam concluir que as construções com titânio apresentaram maior rigidez e suportaram mais carga até a falha que as construções de aço. O teste realizado foi de flexão em três pontos e os valores médios de rigidez para aço e titânio foram 90.84N/mm e 129.7N/mm, respectivamente. Neste presente estudo, o valor médio de rigidez do titânio também foi superior ao valor médio de rigidez do aço, apesar da semelhança estatística dos resultados, fato que pode estar relacionado à utilização apenas do teste destrutivo de compressão axial.

Assim como no presente estudo, em 2008 Goswami et al. realizaram um estudo comparativo entre placas 3.5mm LCDC (limited-contact dynamic-compression) de aço inoxidável e placas de titânio em clavículas humanas, submetendo os grupos a cargas axiais e torcionais. Os resultados obtidos nos testes de compressão axial, tensão torcional e compressão torcional não demonstraram diferença de rigidez entre os grupos, o qual corrobora com os resultados obtidos pela presente autora. A média da rigidez dos implantes encontrada no trabalho de Goswami et al (2008) foi 234.68N/mm e 222.92N/mm para aço e titânio, respectivamente, enquanto no presente trabalho foi de 187N/mm para aço e 189N/mm para titânio. A diferença de valores pode estar relacionada tanto ao tipo de liga utilizado, método de confecção, modelo e tamanho das placas e parafusos utilizados neste trabalho.

Barber et al. (2021) realizaram uma revisão sistemática de artigos de pesquisas entre 1970 e 2019 sobre a utilização de aço e titânio na ortopedia. Eles concluíram que não houve diferença entre as placas de titânio e placas LCP de aço quando testadas em compressão axial, o que corrobora com os resultados encontrados neste trabalho. Confirmaram também não haver diferença quanto à resistência à falha, mas notaram que o aço possui maior resistência à flexão do que o titânio na presença de lacunas fragmentares em terços médios de raios caninos, mas não houve diferença entre os implantes quando testados em ossos íntegros. Uma das limitações deste presente estudo foi a não utilização dos testes de flexão, o que pode ter gerado uma menor amplitude e diferença nos resultados. Outra conclusão descrita por Barber et al. (2021), foi a de que o aumento da rigidez do implante não necessariamente aumenta a rigidez da construção, pois a disposição dos parafusos influencia a rigidez do sistema. Acredita-se que com o preenchimento de todos os orifícios da placa neste trabalho, a rigidez do sistema seria maior, o que poderia ocasionar diferença nos resultados obtidos.

Em estudo sobre placas bloqueadas realizado por Hung et al. (2018), foram utilizadas placas idênticas de aço (AISI 316L, F128) e titânio (Ti6Al4V, F136-13) de 180mm de comprimento, 18mm de largura e 5,05mm de espessura com apenas 3 orifícios centrais e espaçamento de 14mm entre os orifícios, e foram comparados três tipos de montagens para aço e titânio. No grupo I as placas foram deixadas com os orifícios vazios, no grupo II as placas foram preenchidas com cabeças de parafusos com torque de inserção de 4Nm e no grupo III o torque de inserção foi de 12Nm. Os testes realizados foram de flexão em 4 pontos e de fadiga cíclica. Os testes de flexão não demonstraram diferença significativa entre as placas e entre as montagens e todas as placas apresentaram deformação máxima no orifício central. Já no teste de fadiga cíclica, a resistência à fadiga foi maior nas placas de aço e nos grupos II e III de aço. Os grupos de titânio se mostraram iguais, permitindo a conclusão de que o preenchimento dos orifícios nas placas de titânio não aumenta a resistência à fadiga, provavelmente pelo seu módulo de elasticidade maior, enquanto nas placas de aço esse aumento foi de duas vezes. Neste atual estudo, apesar das montagens idênticas, não houve diferença entre os grupos, fato que pode estar relacionado à extensa área de trabalho das placas, proporcionando menos concentração de carga nos orifícios.

Beingessner et al. (2011) realizaram um estudo com fraturas distais em 24 fêmures sintéticos divididos em três grupos: titânio com parafusos monocorticais; aço com parafusos monocorticais e aço com parafusos bicorticais. Para o grupo de titânio a média da carga axial máxima suportada foi de 1335.8N/mm e para o grupo de aço foi de 1226.1N/mm. Os resultados encontrados por Beingessner et al. (2011) no teste de compressão axial reforçam os resultados obtidos neste estudo, pois não houve diferença na rigidez, deformação plástica e deformação elástica entre os grupos de aço e titânio. Porém, neste presente estudo, as médias das cargas axiais máximas para aço e titânio foram 2507N e 1869N, respectivamente, havendo uma tendência a cargas máximas maiores suportadas pelo aço. Já no teste de rigidez torcional realizado no estudo de Beingessner et al. (2011), houve diferença entre os grupos, revelando que os implantes de titânio foram menos rígidos neste teste. A não realização do teste torcional neste trabalho impossibilitou a obtenção de mais resultados comparativos entre os grupos.

O sistema de placas bloqueadas força os parafusos de maneira igual, dificultando o arrancamento sequencial dos mesmos, ocasionando menos propensão à falha por arrancamento (CRONIER et al., 2010; JOHNSON, 2015; JOHNSTON et al., 2018). Ainda assim, foi observado arrancamento em duas das montagens de titânio e em quatro das montagens de aço. Os implantes de aço inoxidável apresentam resistência ao escoamento mais alta que os implantes de titânio, o que permite maior dobramento do implante antes da falha (HAYES; RICHARDS, 2010). O encurvamento de vários parafusos de aço observado neste trabalho, assim como o arrancamento parcial de alguns desses parafusos, pode estar relacionado à maior resistência ao escoamento deste material e à capacidade de suportar mais deformação plástica antes da falha.

O titânio apresenta menor módulo de elasticidade, o que o torna mais resistente à fadiga cíclica, principalmente quando utilizado em ligas, pois resulta em um módulo de elasticidade mais próximo do osso (HAYES; RICHARDS, 2010). Uma limitação do estudo foi a não submissão dos implantes aos testes de fadiga cíclica, e testes de flexão e torção cíclica, os quais poderiam ter gerado resultados diferentes dos obtidos no teste de destrutivo de compressão axial, assim como em outros trabalhos anteriormente discutidos aqui, que demonstraram resultados diferentes entre aço e titânio.

Em 1979, Holzach e Matter acompanharam um total de 256 fraturas diafisárias de tíbia em esquiadores tratadas com placas DCP de aço (133) e de titânio (123). As fraturas foram revisadas na retirada das placas e no grupo de titânio houve consolidação óssea primária em 65% dos pacientes, enquanto no grupo de aço esse número foi de 68%. Consolidação óssea secundária foi observada em 35% dos pacientes do grupo de titânio e 32% dos pacientes do grupo de aço, resultados atribuídos ao fato dessas fraturas serem cominutivas. Houve refratura em 11 casos (cinco no grupo de aço e seis no grupo de titânio), situação atribuída ao fato dos pacientes praticarem esporte de alto risco. Por fim, não foi possível observar diferença significativa entre os grupos, o que nos leva a acreditar não haver diferença significativa entre os implantes de aço e titânio em relação ao tipo de consolidação esperada, sendo possível a utilização segura de ambos os materiais.

Embora neste estudo tenha sido realizado apenas ensaio destrutivo em compressão axial, o que pode ter influenciado a similaridade dos resultados, é possível sugerir que, para este tipo de configuração de montagem e com este *design* de placa e parafusos, pode-se optar tanto pelos implantes de aço quanto de titânio, quando utilizados para o tratamento de fraturas com falhas ósseas. De acordo com os resultados obtidos, apesar do titânio suportar menor carga na ruptura, o que o tornaria mais frágil (HEYLAND et al., 2017), nesta situação não houve diferença significativa que pudesse contraindicar o uso da montagem de titânio por não suportar a carga necessária, ficando a critério de cada ortopedista escolher o tipo de material do implante considerando as vantagens de cada um deles.

7. CONCLUSÃO

Ao teste destrutivo de compressão axial, não houve diferença significativa entre os materiais aço e titânio, quanto à rigidez, carga no limite elástico aparente, deslocamento no limite elástico aparente, carga no pico e deslocamento no pico, nas configurações adotadas e condições deste experimento.

REFERÊNCIAS

- AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. **Fisioterapia em Movimento**, v. 18, n. 2, 2017.
- BARBER, C. C. et al. A systematic review of the use of titanium versus stainless steel implants for fracture fixation. **OTA International: The Open Access Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 4, n. 3, p. e138, 2021.
- BEINGESSNER, D. et al. Biomechanical Analysis of the Less Invasive Stabilization System for Mechanically Unstable Fractures of the Distal Femur: Comparison of Titanium Versus Stainless Steel and Bicortical Versus Unicortical Fixation. **The Journal of trauma**, v. 71, p. 620–624, 2011.
- BILMONT, A. et al. Biomechanical comparison of two locking plate constructs under cyclic torsional loading in a fracture gap model: Two screws versus three screws per fragment. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 28, n. 5, p. 323–330, 2015.
- CHAO, P. et al. Biomechanical Concepts Applicable to Minimally Invasive Fracture Repair in Small Animals. **Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice**, v. 42, p. 853-872, 2012.
- CHAO, P. et al. 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**, v. 9, n. 1, p. 125, 2013.
- CORDEY, J. Introduction: Basic concept and definitions in mechanics. **Injury**, v. 31, p. 1–84, 2000.
- CRISTOFOLINI, L. et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 525–535, 1996.
- CRONIER, P. et al. The concept of locking plates. **Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research**, v. 96, p. 17-36, 2010.
- CULLEN, D.; SMITH, R.; AKHTER, M. Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number. **Journal of applied physiology**, v. 91, p. 1971–1976, 2001.
- DALLABRIDA, A. et al. Análise biomecânica ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**, v. 35, 2005.
- DALMOLIN, F. et al. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos-fundamentos teóricos. **Ciência Rural**, v.43, n. 9, p. 1675–1682, 2013.
- DAMRON, T. A. et al. Biomechanical analysis of dorsal plate fixation in proximal phalangeal fractures. **Annals of plastic surgery**, v. 32, n. 3, p. 270–275, 1994.
- JONES, Lynne C.; TOPOLESKI, LD Timmie; TSAO, A. K. Biomaterials in orthopaedic implants. In: **Mechanical testing of orthopaedic implants**. Woodhead Publishing, 2017. p. 17-32.

GOSWAMI, T. et al. Biomechanical evaluation of a pre-contoured clavicle plate. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 17, n. 5, p. 815–818, 2008.

GWINNER, C. et al. Bicortical screw fixation provides superior biomechanical stability but devastating failure modes in periprosthetic femur fracture care using locking plates. **International Orthopaedics**, v. 39, n. 9, p. 1749–1755, 2015.

HAIDUKEWYCH, G. J. Innovations in Locking Plate Technology. **JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 12, n. 4, 2004.

HAYES, J. S.; RICHARDS, R. G. The use of titanium and stainless steel in fracture fixation. **Expert Review of Medical Devices**, v. 7, n. 6, p. 843–853, 2010.

HEYLAND, M. et al. Stahl oder Titan bei der Osteosynthese. **Der Unfallchirurg**, v. 120, n. 2, p. 103–109, 2017.

HOLZACH, P.; MATTER, P. The comparison of steel and titanium dynamic compression plates used for internal fixation of 256 fractures of the tibia. **Injury**, v. 10, n. 2, p. 120–123, 1979.

HUNG, L.-W. et al. Screw head plugs increase the fatigue strength of stainless steel, but not of titanium, locking plates. **Bone & Joint Research**, v. 7, p. 629–635, 2018.

JOHNSON, A. L. Fundamentos de Cirurgia Ortopédica e Tratamento de Fraturas. Em: FOSSUM, T. W. (Ed.). **Cirurgia de pequenos animais**. Fourth ed. Elsevier, 2015. v. 1, cap. 32, p. 3002–3088.

JOHNSTON, S. A. et al. Internal Fracture Fixation. In: TOBIAS, K. M.; JOHNSTON, S. A. (Eds.). **Veterinary surgery: small animal**. Second ed. St Louis, Missouri: Elsevier, 2018. v. 1, chap 41, p. 1625–1703.

LEAL, R. et al. Estudo biomecânico da rigidez da osteossíntese com placas em ponte em tíbias de cadáveres humanos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, p. 66–70, 2010.

MARKEL, M. et al. Mechanical properties of long bones in dogs. **American journal of veterinary research**, v. 55, p. 1178–1183, 1994.

MATTHEW, I. R.; FRAME, J. W. Ultrastructural analysis of metal particles released from stainless steel and titanium miniplate components in an animal model. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 56, n. 1, p. 45–50, 1998.

MESQUITA, L. DOS R. **Desenvolvimento e propriedades mecânicas de placa óssea bloqueada em formato de T**. 2015, 77f. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, 2012.

MORENO, M. R. et al. Bone Biomechanics and Fracture Biology. In: TOBIAS, K. M. JOHNSTON, S. A.; (Eds.). **Veterinary Surgery: small animal**. Second ed. St Louis, Missouri: Elsevier, 2018. v. 1, chap. 39, p. 1546–1612.

ONG, Kevin L.; LOVALD, Scott; BLACK, Jonathan. **Orthopaedic biomaterials in research and practice**. Second ed. CRC press, 2014. *E-book*.

PAN, X.-H. et al. Effect of semi-rigid locking screws on the stiffness of a fracture-fixation construct: A conceptual finite-element study. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 11, n. 6, p. 1-7, 2019.

PAPINI, M. et al. The Biomechanics of Human Femurs in Axial and Torsional Loading: Comparison of Finite Element Analysis, Human Cadaveric Femurs, and Synthetic Femurs. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 129, n. 1, p. 12–19, 2006.

REGO, Renato Otaviano do. **Comparação biomecânica ex vivo do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio em cães fixadas com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento**. 2020. Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, University of São Paulo, São Paulo, 2020.

REILLY, D. T.; BURSTEIN, A. H.; FRANKEL, V. H. The elastic modulus for bone. **Journal of Biomechanics**, v. 7, n. 3, p. 271–275, 1974.

SCHEMITSCH, E. H. et al. Prognostic Factors for Predicting Outcomes After Intramedullary Nailing of the Tibia. **JBJS**, v. 94, n. 19, 2012.

SHETTY, M. S. et al. Minimally invasive plate osteosynthesis for humerus diaphyseal fractures. **Indian Journal of Orthopaedics**, v. 45, n. 6, p. 520–526, 2011.

SINICROPI, S. M. et al. The effects of implant composition on extensor tenosynovitis in a canine distal radius fracture model. **The Journal of Hand Surgery**, v. 30, n. 2, p. 300–307, 2005.

SUMNER-SMITH, G. Bone in clinical orthopaedics: a study in comparative osteology. **The Canadian Veterinary Journal**, v.24, p. 153, 1982.

SUPERTI, M. J. et al. Avaliação dos pacientes submetidos à fixação de fraturas diafisárias do úmero pela técnica minimamente invasiva - Placa-ponte. **Revista Brasileira De Ortopedia**, v. 47, p. 310–317, 2012.

TURNER, C. H.; BURR, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. **Bone**, v. 14, n. 4, p. 595–608, 1993.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, v. 34, p. 31-42, 2003.

ZDERO, Radovan (Ed.). **Experimental methods in orthopaedic biomechanics**. Elsevier, Academic Press, 2017. *E-book*.

ZDERO, R; BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: MORATAL, D. **Finite element analysis**. [ed]. Shangai: Intech, 2010, p.307-332.