



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

PATRÍCIA RODRIGUES CORREIA

**ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA COMPRESSÃO AXIAL DESTRUTIVA
DE MONTAGENS COM PLACA DE AÇO OU TITÂNIO EM MODELO
DE FALHA ÓSSEA**

Londrina
2023

PATRÍCIA RODRIGUES CORREIA

**ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA COMPRESSÃO AXIAL DESTRUTIVA
DE MONTAGENS COM PLACA DE AÇO OU TITÂNIO EM MODELO
DE FALHA ÓSSEA**

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

Orientador: Prof. Dr. Fernando De Biasi

Londrina
2023

ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA COMPRESSÃO AXIAL DESTRUTIVA DE MONTAGENS COM PLACA DE AÇO OU TITÂNIO EM MODELO DE FALHA ÓSSEA

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. Dra. Luciane dos Reis Mesquita
Universidade Estadual Paulista - UNESP –
Campus Jaboticabal

Prof. Dr. Renato Otaviano do Rego
Escola Nacional de Veterinária de Toulouse

Londrina, 27 de novembro de 2023.

CORREIA, P. ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA COMPRESSÃO AXIAL DESTRUTIVA DE MONTAGENS COM PLACA DE AÇO OU TITÂNIO EM MODELO DE FALHA ÓSSEA. 2023. 42 p. Dissertação (Mestrado em Clínicas Veterinárias) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2024.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo avaliar as propriedades mecânicas de placas de aço e titânio com mesma configuração. Além de 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. Placas com a mesma conformação de aço e titânio foram fixadas em corpos de prova de poliuretano com espaçamento de 22mm, simulando uma falha óssea para avaliar a 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 utilizados 10 corpos de provas, divididos em dois grupos, com cinco repetições cada. Não houve diferença entre os grupos para os valores médios em todos os parâmetros avaliados, exceto pela deformação no limite elástico (mm), na qual o aço apresentou valores médios mais altos comparados ao titânio.

Palavras-chave: ortopedia; limite elástico; limite plástico; rigidez

CORREIA, P. ANALYSIS AND COMPARISON OF DESTRUCTIVE AXIAL COMPRESSION OF AMOUNTS WITH STEEL OR TITANIUM PLATE IN A BONE FAILURE MODEL. 2023. 42 p. Dissertation (Master's degree in Veterinary Clinics) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2024.

ABSTRACT

The present work aimed to evaluate the mechanical properties of steel and titanium plates with the same configuration. In addition to evaluating the apparent elastic limit load, apparent elastic limit displacement, peak load, peak displacement, and stiffness of two steel and titanium plate and screw assemblies. Plates with the same steel and titanium conformation were fixed in polyurethane specimens with a spacing of 22mm, simulating a bone failure to evaluate stiffness (N/mm), load at the apparent elastic limit (mm), peak load (N), and peak displacement (mm). 10 samples were used and divided into two groups, with five repetitions each. There was no difference between the groups for the average values in all parameters evaluated, except for the deformation in the elastic limit (mm), for which steel presented higher average values compared to titanium.

Key-words: deformation; elastic limit; plastic limit; stiffness.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – REFERENCIAL TEÓRICO	13
1 INTRODUÇÃO	13
2 BIOMECÂNICA ÓSSEA	14
3 IMPLANTES ORTOPÉDICOS	16
4 ENSAIOS MECÂNICOS	18
5 REFERÊNCIAS	20
 CAPÍTULO 2 – ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO	 24
RESUMO.....	25
ABSTRACT	25
INTRODUÇÃO	26
MATERIAL E MÉTODOS	27
RESULTADOS	30
DISCUSSÃO	34
CONCLUSÃO.....	36
REFERÊNCIAS	36

CAPÍTULO 1 – REFERENCIAL TEÓRICO

1 Introdução

Dentre as afecções ortopédicas, as fraturas dos ossos longos são as mais frequentes na medicina veterinária, sendo que nos últimos anos o tratamento dessas têm focado no retorno rápido à função do membro (ATAIDE et al., 2020). Para tal, é necessário o conhecimento da biomecânica aplicada aos tecidos biológicos, para que o cirurgião possa escolher o método mais adequado para cada tipo de fratura e paciente (RADASCH, 1999).

Diante das fraturas, o conceito de estabilidade é crucial, a qual pode ser obtida por meio de talas, dispositivos intramedulares e fixadores externos ou placas. A osteossíntese, com placa bloqueada em função ponte, é uma técnica com alta taxa de sucesso, quando bem aplicada e bem aceita no uso de fraturas diafisárias com cominuição, além de permitir abordagens menos invasivas (HUDSON et al., 2009; GUIOT; DEJARDIN, 2011).

Os ossos estão sujeitos a cargas crescentes que levam a sua deformação e quando essas forças atuantes excedem o limite do osso, ocorrem as fraturas. As cargas de compressão, flexão e torção são as principais forças responsáveis pelas deformações nos ossos e durante a aplicação da carga, podem ocorrer deformações elásticas e conforme a carga vai sendo aplicada o material atinge o seu limite de escoamento, a partir do qual o material se deforma plasticamente até que ocorra sua falha (TURNER; BURR, 1993; CULLEN; SMITH; AKHTER, 2001; CHAO et al., 2012).

Além disso, a estabilização de fraturas exige características mecânicas dos implantes que são encontradas, principalmente em materiais de aço e titânio. Um bom implante deve resistir a deformação após a aplicação de uma carga, ser capaz de deformar elasticamente sem que ocorra a sua falha, ter um bom desempenho sob diferentes condições mecânicas e ser biocompatível (HAYES; RICHARDS, 2010).

O aço é um metal amplamente encontrado no Brasil, apresenta um baixo custo de produção, menor resistência a corrosão, maior resistência ao desgaste e maior interferência em exames radiológicos quando comparados ao titânio (AZEVEDO, HIPPERT, 2002; MORAES, GUIMARAES, ELIAS, 2007). Além de um alto módulo de elasticidade, em torno de 250 GPa enquanto o titânio tem o módulo mais próximo ao

valor do osso (105-125 GPa) fazendo com que haja uma melhor distribuição de carga entre o implante e o osso (DAVIS, 2003; RODRIGUES, 2013).

No entanto, a comparação das propriedades mecânicas de cada um desses materiais, de forma isolada, não permite definir superioridade de um material em relação ao outro, justificando os estudos realizados acerca deles (BARBER et al., 2021). Diante disso, torna-se fundamental o desenvolvimento de estudos de comportamento biomecânico desses implantes ortopédicos. O objetivo deste estudo foi comparar, por ensaio biomecânico, as propriedades mecânicas de duas montagens de placa e parafusos de aço e titânio. Além de 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. Acredita-se que a resistência à falha do implante de titânio seja inferior à do aço.

2 Biomecânica óssea

O conhecimento das propriedades mecânicas do osso e das fraturas é de fundamental importância e a biomecânica aplicada aos sistemas biológicos auxiliam no entendimento da relação do implante ao osso (SCHMAEDECKE, 2007). O tecido ósseo é composto por uma porção orgânica e inorgânica. A primeira representa 35% da matriz óssea e é constituída principalmente por colágeno do tipo 1, que é responsável pela resistência à fratura, compressão e tração, e confere maleabilidade tecidual sem que ele perca, clinicamente, a sua dureza. Já a porção inorgânica é composta em maior número por íons fosfato e cálcio, e a associação desses íons com as fibras de colágeno, fornecem rigidez ao tecido (JUNQUERIA; CARNEIRO, 2005; CASTRO JR et al., 2008).

O osso cortical e esponjoso possui uma composição similar com diferentes configurações estruturais. No osso cortical há os osteons e estes são compostos pelos canais de *Havers*, que são depositados em camadas cilíndricas e estão alinhados na mesma direção das linhas de estresse, e por isso o osso cortical é mais resistente. Já o osso esponjoso não possui os canais de *Havers* e o tecido é depositado em camadas irregulares e em vários sentidos, deixando espaços livres entre si, conferindo, dessa forma, menor rigidez e resistência (HUISKES; VAN RIETBERGEN, 2005).

O tecido ósseo possui características anisotrópicas e viscoelásticas. Dessa forma as propriedades mecânicas mudam de acordo com a direção da força e velocidade aplicada, respectivamente (GURGEL, 2002; HUISKES; VAN RIETBERGEN, 2005). Em um estudo conduzido por Liu et al. (1999), utilizando um ensaio de flexão em 3 pontos em orientação longitudinal, a 30 e 60 graus e transversal para avaliar o comportamento anisotrópico do osso, eles constataram que o módulo de elasticidade na direção longitudinal é maior do que na transversal e isso se deve ao fato da disposição dos osteons serem orientados ao longo do eixo ósseo e justapostos entre si, sendo mais resistente a fratura nessa direção, ou seja, há uma maior fase plástica (CORDEY, 2000; HUISKES; VAN RIETBERGEN, 2005).

A lei da elasticidade dos materiais sólidos, descrita por Robert Hooke (1678), demonstrou que existe uma relação linear entre a força aplicada a um material e a deformação que este irá sofrer, ou seja quanto maior a tensão, maior será a deformação, gerando uma curva força-deslocamento, da qual deriva-se uma curva tensão-deformação (Figura 1) (GURGEL, 2002).

A porção inicial da curva tensão x deformação, corresponde a deformação elástica e, é definida como aquela em que uma carga é aplicada e causa uma deformação tensão dependente, porém o material retorna a sua forma original após cessar a aplicação dessa carga. No entanto, se essa carga continuar a ser aplicada, o material atinge o seu limite de escoamento e passa a sofrer uma deformação plástica permanente até que ocorra sua falha. Quando um material atinge sua fase plástica, pequenos aumentos na tensão levam a grandes deformações. Materiais que possuem uma fase plástica grande são materiais dúcteis, ou seja, com maior resistência a falha enquanto uma pequena fase plástica é característica de materiais frágeis. Ao aplicar esses conceitos à fixação de fraturas, entende-se que as placas ósseas, quando submetidas a determinadas cargas, devem atuar dentro do intervalo da deformação elástica (CHAO et al., 2012).

A tensão, deformação (*strain*) e módulo de elasticidade ou de *Young* são os principais conceitos que descrevem as propriedades mecânicas dos implantes, sendo que o módulo de elasticidade por descrever a relação da tensão e deformação, é o principal parâmetro para a comparação entre materiais. Este é calculado a partir da inclinação da curva tensão versus deformação (ROE, 2019).

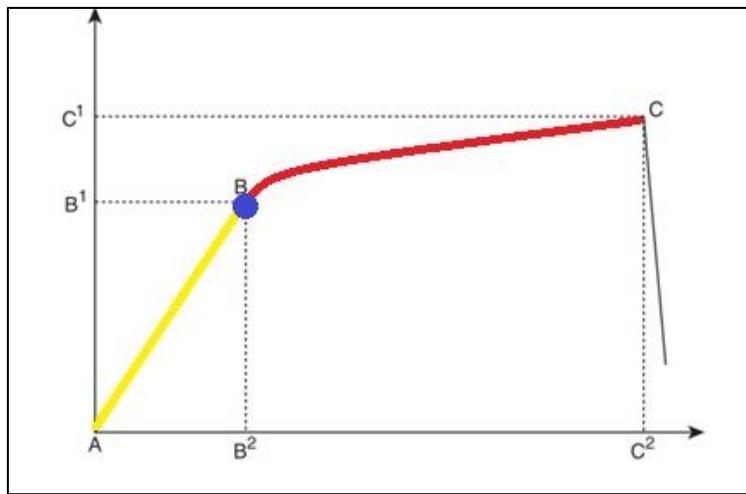


Figura 1: Curva de tensão x deformação. Limite de escoamento (ponto azul): a deformação permanente ocorre além do limite de escoamento. Limite de escoamento (B1): limite da deformação antes de ocorrer a deformação plástica. Limite de escoamento (B2): carga por unidade de área sustentada antes da deformação plástica. Ponto de ruptura (C): ponto em que ocorre a falha do implante. Tensão final (C1): deformação do implante antes da falha. Estresse final (C2): carga por unidade de área sustentada pelo implante antes da falha. Linha amarela: refere-se a região elástica. Linha vermelha: refere-se a região plástica. Adaptado de CHAO et al., 2012.

3 Implantes ortopédicos

A estabilidade da fratura é obtida com uso de placas ósseas, para que ocorra o estímulo a cicatrização óssea, mantendo um membro funcional durante esse processo. Além da estabilização dos fragmentos, hoje tem-se a importância da osteossíntese biológica (DUDLEY et al., 1997; GUIOT; DEJARDIN, 2011). As placas de compressão bloqueadas (LCP) foram inicialmente projetadas na tentativa de ter um dispositivo que reduzisse as forças de compressão no osso e isso foi obtido mediante o uso do parafuso que bloqueava dentro do orifício da placa. A transferência de carga do osso para a placa é com a ajuda desse bloqueio dando origem ao sistema placa de compressão bloqueada (LCP) (PERREN, 1955; GAUTIER et al., 2000). Esse sistema assemelha-se ao fixador externo em que a placa atua como as barras e os parafusos aos pinos, entretanto tem maior resistência por estar localizado mais próximo ao eixo neutro do osso (EGOL et al., 2004).

Foi estabelecido que as placas bloqueadas em função ponte são caracterizadas por uma relação elevada entre a placa e o osso (relação entre o

comprimento da placa e do osso), baixa densidade de furos entre parafusos e placas (parafusos inseridos dividido pelo número de furos na placa) e alta relação entre a placa e o gap (comprimento da placa dividido pelo comprimento da fratura), reduz a deformação na placa. Além disso, um comprimento de trabalho grande, reduz a carga nodo parafuso, logo menor número de parafusos precisa ser colocados e a densidade do parafuso na placa, pode permanecer baixo (HAALAND et al., 2009).

Uma importante vantagem da placa bloqueada é a possibilidade de utilizar parafusos monocorticais, que resistem bem as forças fisiológicas, desde que tenha uma fixação segura na cortical óssea (PERREN, 2001).

A estabilidade da osteossíntese tem relação direta com a cicatrização óssea e um dos fatores que tem influência nessa estabilidade, é a composição do implante utilizado, seja ele aço ou titânio. Um implante ideal é aquele que tem resistência a ruptura e ductibilidade a ponto de conseguir suportar determinados níveis de estresse (HEYLAND et al., 2017).

O aço inoxidável 316L é um dos metais mais usados na rotina ortopédica. O número 316, classifica o material como austenítico, ou seja, metais que apresentam alta resistência a corrosão e o L refere-se a um baixo teor de carbono. É composto por uma maior porcentagem de cromo, seguida do níquel, molibdênio, carbono, fósforo, silício, manganês e enxofre. A resistência a corrosão do aço inoxidável é diretamente influenciada por esses elementos (CAHOON, 1973; PAVÓN, 1975; FRAKER, 1987). Além disso, a resistência do aço está relacionada, também ao seu processo de fabricação, já que o aço trabalhado a frio leva a uma desorganização tão grande da estrutura microscópica que formam emaranhadas densas que funcionam como obstáculos para que maiores deformações ocorram, sendo assim esse material tem um aumento na sua resistência e redução na ductibilidade (HEYLAND et al., 2017; ROE, 2019). O aço recozido, por exemplo, confere uma menor resistência sendo ideal para a confecção de cerclagens que precisa ser um material mais maleável. Por outro lado, a maior resistência proporcionada pelo aço frio é utilizada em implantes como parafusos, placas ósseas e hastes bloqueadas que precisam resistir mais as forças atuantes para manter uma fixação adequada. Isso Isto é valido tanto para o aço como para o titânio (HAYES; RICHARDS, 2010).

O módulo de elasticidade ou de *Young* aplicado aos materiais elásticos, descreve a rigidez de um material que é um dos fatores mais importantes na avaliação biomecânica. Quanto maior o seu valor, mais rígido será o material (SONI et al., 2008). A incompatibilidade entre o módulo de elasticidade e o osso, pode levar a falha do implante, devido a proteção contra o stress (*stress shielding*).

Após ser realizada a estabilização da fratura com implantes a carga é compartilhada entre o osso e o implante, com isso o osso terá menor carga para resistir, e sofrerá a proteção contra o estresse. De acordo com a Lei de Wolff, o osso tende a se opor a carga aplicada, resultando em aumento da massa óssea em locais com maior carga e reabsorção no local com menos carga, que pode levar a falha do implante (HUISKES et al., 1992; BUGBEE et al, 1996).

O módulo de elasticidade é uma das variáveis com maior diferencial entre o aço e o titânio, enquanto o aço tem um módulo de elasticidade em torno de 180-200GPa, o titânio tem apenas 100GPa, logo a flexibilidade dos implantes constituídos pelo titânio é consideravelmente maior. Esse é um dos motivos pelo titânio vir se destacando notoriedade como implante ortopédico, assim como por sua resistência e biocompatibilidade em comparação a outros metais (HEYLAND et al., 2017).

4 Ensaios mecânicos

Para a realização dos estudos biomecânicos, podem ser utilizados ossos orgânicos ou sintéticos. Os orgânicos, provenientes de cadáveres, permitem uma situação mais próxima da realidade, mas necessitam de um maior planejamento quanto a procedência, padronização, coleta, armazenamento, preparação das amostras e transporte, desde que de modo que as propriedades ósseas sejam preservadas. Por mais que haja a tentativa de padronização das amostras, quase sempre haverá diferença quanto ao tamanho do osso, do canal medular, da porosidade, geômetra, idade e peso dos animais. Sendo assim, os ossos sintéticos estão sendo cada vez mais utilizados, uma vez que é possível eliminar essas variáveis (GORDON et al., 2010).

Os ensaios mecânicos podem ser classificados de acordo com a integridade do material em não destrutivo, quando a análise do material está dentro do intervalo da deformação elástica e após a realização dos ensaios, o material possui um dano basicamente nulo, e em destrutivo que irá testar o material até atingir o seu ponto de

ruptura. Esses ensaios são comumente de tração, compressão ou flexão (ZOLIN et al., 2011; MORAIS, 2016).

O comprimento da área de trabalho é um dos fatores que interferem na estabilidade da construção, mas ainda existe controvérsias quanto ao efeito do tamanho da área de trabalho na estabilidade da construção e na tensão da placa. Diante disso, alguns estudos vêm sendo desenvolvidos, dentre eles Ricci et al. (2010) avaliaram dois métodos de fixação em 14 fêmures de cadáveres humanos em que foi criado um defeito metafisário distal de 1 cm em cada grupo. Um deles possuía uma curta área de trabalho com apenas um orifício não preenchido, enquanto o outro grupo possuía uma área de trabalho maior com cinco orifícios não preenchidos e constataram após os ensaios axiais cílicos que as construções com menor área de trabalho tiveram uma queda mais rápida da rigidez e os parafusos que mais sofreram estresse foram aqueles mais próximos a fratura.

Para avaliar a influência do comprimento da área de trabalho, Chao et al. (2013) efetuaram construções em 10 pares de fêmures provenientes de cadáveres de cães e estabeleceram um gap de 10mm e utilizaram placas LCP 2.4mm com 12 furos. Nos dois grupos foram colocados um parafuso cortical na extremidade distal e proximal, seguido de um parafuso bloqueado. No grupo denominado área de trabalho maior, foram deixados oito orifícios vazios no centro da placa e no grupo área de trabalho menor foi deixado apenas dois orifícios vazios no centro da placa, que coincidiu com o local do gap, e os demais orifícios foram preenchidos com parafusos corticais. Esses corpos de prova foram submetidos a ensaios cílicos de compressão axial e nenhuma das construções falhou durante a aplicação da carga cílica, no entanto o estudo ainda questiona a suposta vantagem de uma maior área de trabalho para redução da rigidez da construção e proteção da porção da placa localizada no intervalo da fratura.

Bilmont et al. (2015), utilizaram cilindros de epóxi com 83mm de comprimento, 3mm de espessura da parede e 20mm de diâmetro externo para simular um osso, e para a montagem das construções foi deixado um gap entre esses cilindros de 47mm e foram utilizadas placas LCP 3.5mm com parafusos de 3.5mm. Foram feitas 20 construções, sendo 10 em cada grupo. No primeiro grupo, cada fragmento do corpo de prova recebeu três parafusos bicorticais, enquanto o outro grupo recebeu dois. Em ambos os grupos, os parafusos foram colocados nos orifícios mais externos da placa e foram submetidos a um ensaio cílico torsional. Como resultado principal, obteve-

se que a rigidez das construções com dois parafusos, foi 20% menor quando comparada à de três parafusos. Palierne et al. (2019) fizeram o mesmo teste com a diferença do ensaio cíclico, que ao invés de torsonial foi de flexão em 4 pontos e obtiveram resultados semelhantes. A rigidez das construções com 2 parafusos, foi 21,3% menor quando comparada à de 3 parafusos, a qual foi associada a um maior deslocamento relativo Interfragmentário na cortical oposta. O número de bloqueios bicorticais em ensaio de flexão em 4 pontos não alterou de forma significativa a sobrevivência da construção.

Bird et al. (2020), simularam em tubos compostos de polímero de acetato uma fratura transversa sem gap. Estes foram pré-perfurados com broca de 1,5mm para colocação de parafusos corticais e bloqueados de 2mm. Os tubos foram estabilizados com placas bloqueadas de compressão em T (*notched head locking compression T-plate – NTHP*) ou com uma LCP, ambas com 2mm em duas configurações. Na primeira configuração para as placas NTHP, foram colocados 3 parafusos bloqueados no fragmento distal e a fratura foi comprimida com um único parafuso cortical colocado como parafuso de compressão no furo do eixo mais próximo à da fratura no fragmento proximal; dois parafusos de bloqueio adicionais foram colocados no segmento proximal nos furos da placa um e cinco, com uma área de trabalho de 8,7mm. Para as placas LCP, a única diferença é que foram utilizados apenas 2 parafusos bloqueados na extremidade distal, com uma área de trabalho de 8,2mm. Na segunda configuração, nas placas NTHP foram utilizados 3 parafusos bloqueados distais, enquanto na LCP foram 2; em ambas as placas foram utilizados 2 parafusos bloqueados proximais seguidos de 1 parafuso cortical no furo três. Flexão de quatro pontos com forças compressivas, perpendiculares e tensionais foram aplicadas, e obtiveram que aumentar a área de trabalho reduziu significativamente a rigidez da construção, assim como houve aumento da rigidez da placa.

5 Referências

ATAIDE, W.F. et al. Estudo retrospectivo dos procedimentos cirúrgicos realizados em cães e gatos em um Hospital Veterinário Universitário na Região Centro-Oeste do Brasil. **Brazilian Journal of Department**. Curitiba, v. 6, n. 6, p. 35143-35422, jun. 2020.

- AZEVEDO, C.R.F.; HIPPERT JR., E. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada. **Saúde Pública**, n18, v.5, p.1347-1358, 2002.
- 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.
- BILMONT, A.; PALIERNE, S.; VERSET, M.; SWIDER, P.; AUTEFAGE, A. Biomechanical comparison of two locking plate constructs under cyclic torsional loading in a fracture gap model. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.5, p. 323-330, 2015.
- BIRD, G.; GLYDE, M.; HOSGOOD, G.; HAYES, A.; DAY, R. Biomechanical comparison of a notched head locking t-plate and a straight locking compression plate in a juxta-articular fracture model **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology** , v.34, p.161-170, 2021.2020?
- BUGBEE, W.D.; SYCHTERZ, C.A.; BUGH, C.A. Bone remodeling around cementless hip implants, **South Medical**, v. 89, p.1036–1040, 1996.
- CAHOON, J.R. On the corrosion products of orthopedic implants. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.7, p.375-383, 1973.
- CASTRO, JR. A.F; CASTRO, B.K.; SILVEIRA, L.L.N. et al. Embriologia e histofisiologia do tecido ósseo: revisão de literatura e bases histofisiológicas das principais doenças ósseas metabólicas. **Boletim do Centro de Biologia da Reprodução**, v.27, n.1/2, p.27-32, 2008.
- 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, **Veterinary Research**, v. 9, n. 1, p. 125, 2013.
- CORDEY, J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. **Injury**, International Journal of the Care of the Injured, v.31, n.2, p.1-13, 2000.
- 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.

- DAVIS, J.R. Handbook of Materials for Medical Devices. 1^a Edição. Ohio: ASM International, p.310, 2003
- DUDLEY, M.; JOHNSON, A.L.; OLMSTEAD, M., et al. Open reduction and bone plate stabilization, compared with closed reduction and external fixation, for treatment of comminuted tibial fractures: 47 cases (1980–1995) in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.211, p.1008-1012, 1997.
- EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E.; KUMMER, F.J.; KOVAL, K.J. Biomechanics of locked plates and screws. **Journal of Orthopaedics Trauma**, v.18, p.488-493, 2004.
- FRAKER, A.C. ASM Handbook: Corrosion of metallic implants and prosthetic devices 9.ed. s.l.:Metals Park, v.13, p.1324-1335, 1987.
- GAUTIER, E.; PERREN, S.M.; CORDEY, J. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. **Injury**, v.31, p.14–20, 2000.
- GORDON, S.; MOENS, N.M.; RUNCIMAN, J.; MONTEITH, G. The effect of the combination of locking screws and non-locking screws on the torsional Properties of a locking-plate construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.23, n.1, p.7-13, 2010.
- GUIOT, L.P.; DEJARDIN, L.M. Prospective evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis in 36 nonarticular tibial fractures in dogs and cats. **Veterinary Surgery**, v.49, p.171–182, 2011.
- GURGEL, J.L. Respostas ósseas a cargas mecânicas. 2002. 103f. Memória de licenciatura apresentada ao Instituto de Educação Física e Desportos da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, RJ.
- HAALAND, P.J.; SJOSTROM, L.; DEVOR, M. et al. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.22, p.309–315, 2009.
- HEAYLAND, M.; DUDA, G.N.; MARDIAN, S.; SCHUTZ, M.; WINDOLF, M. Stahl oder Titan bei der Osteosynthese. **Der Unfallchirurg**, p. 103-109, 2017.
- 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.
- 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.

- HUISKES, H.W.J.; WEINANS, H.; VAN RIETBERGEN, B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.274, p.124-134, 1992.
- JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. Tecido ósseo. In: Junqueira LC, Carneiro J. Histologia básica. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan; p.111-128, 2005.
- MORAES, L.S.; GUIMARAES, G.S.; ELIAS, C.N. Liberação de Íons por Biomateriais Metálicos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**. p. 7, 2007.
- MORAIS, V. S. Projeto e Construção de Charpy Utilizando a Modelagem Numérica da Plataforma Ansys no Estudo Comparativo Entre Ensaios Numéricos e Práticos a Partir de Diferentes Propriedades Mecânicas de Materiais Compósitos, p. 179, 2016.
- PAVÓN, S.J. Implantes metálicos en traumatología y ortopedia. **Médica Panamericana**, p.117, 1975.
- PEEREN, S.M. Evolution and rational of locked internal fixator technology. Introductory remarks. **Injury**, v.32, p.3-9, 2001.
- PEEREN, S.M. Point contact fixator: part 1. Scientific background, design and application. **Injury**, v.22, p.1-10, 1995.1955
- RADASCH, RM. Biomechanics of bone and fractures. **Veterinary Clinics of North American Small Animal Practice**, v.29, n.5, p.1045-1082, 1999.
- RICCI, W.; TORNETTA, P.; ZHENG, Y.; SOILEAU, R.; CARTNER, J.; HARSTELL, Z.; EWING, M. Biomechanical Investigation of Plate Working Length on Fatigue Characteristics of Locking Plate Constructs in Human Cadaveric Distal Metaphyseal Femoral Fracture Models. **56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society**, 2010.
- RODRIGUES, L. B. Aplicações de biomateriais em ortopedia, 2013, Estudos Tecnológicos em Engenharia, Vol. 9, pp. 63-76.
- ROE, S. Biomechanics of fracture fixation. **Veterinary Clinical Small Animal Practice**, p.1-15, 2019.
- SCHMAEDECKE, A. Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlockingnail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafi árias de fêmur de cães – estudo in vitro. 2007. 144f. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária) - Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária. USP, SP.
- SONI, J.F.; SANTILI, C.; LANCELLOTTI, C.L.P.; HECKE, M.B.; ALMEIDA, F.R.; KARAM, L.Z. Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com

simulação do emprego de hastas flexíveis de aço e titânio, na fratura do fêmur da criança, utilizando o método dos elementos finitos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.43, n.5, p.183-192, 2008.

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

ZOLIN, I.; ROBERTO, P.; CTISM, C. Ensaios Mecânicos e Análises de Falhas, 2011.

CAPÍTULO 2 – ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

Análise e comparação da compressão axial destrutiva no emprego de placa de aço e titânio em modelo experimental de falha óssea.

CORREIA, P.R.; ROCHA, R.B.; MICHELETO, M.; SOUZA, A.F.; ZOPPA, A.L.V.; BIASE, F.

ABSTRACT.- [Analysis and comparsion of destructive axial compression of amounts with steel or titanium plate in a bone failure model]. The presente work aimed to evaluate the mechanical properties of steel and titanium plates with the same configuration. In addition to evaluating the apparent elastic limit load, apparent elastic limit displacement, peak load, peak displacement, and stiffness of two steel and titanium plate and screw assemblies. Plates with the same steel and titanium conformation were fixed in polyurethane specimens with a spacing of 22mm, simulating a boné failure to evaluate stiffness (N/mm), load at the apparent elastic limit (mm), peak load (N), and peak displacement (mm). 10 samples were used and divided into 2 groups, with 5 repetitions each. There was no difference between the groups for the average values in all parameters evaluated, except for the deformation in the elastic limit (mm), for which steel presented higher average valeus compared to titanium.

Key-words: deformation; elastic limit; plastic limit; stiffness.

RESUMO.- [Análise e comparação da compressão axial destrutiva de montagens com placa de aço ou titânio em modelo de falha óssea]. O presente trabalho teve como objetivo avaliar as propriedades mecânicas de placas de aço e titânio com mesma configuração. Além de 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. Placas com a mesma conformação de aço e titânio foram fixadas em corpos de prova de poliuretano com espaçamento de 22mm, simulando uma falha óssea para avaliar a 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 utilizadas 10 amostras divididas em 2 grupos com 5 repetições cada. Houve equivalência nos valores médios em todos os parâmetros avaliados, exceto pela deformação no limite elástico (mm), o qual o aço apresentou valores médios mais altos comparados ao titânio. Todas as configurações apresentaram encurvamento (deformação plástica)

frente a força axial exercida, porém todos os grupos obtiveram valores médios altos ao analisarmos o suporte de carga.

Palavras-chave: deformação; limite elástico; limite plástico; rigidez

INTRODUÇÃO

Os ossos estão sujeitos a cargas crescentes que levam a sua deformação e quando essas forças atuantes excedem o limite ósseo osso, ocorrem as fraturas. Diante disso, o conceito de estabilidade é crucial, a qual pode ser obtida por meio de talas, dispositivos intramedulares, fixadores externos ou placas. A osteossíntese com placa bloqueada, em função ponte, é uma técnica com alta taxa de sucesso, quando bem aplicada, e bem aceita em reduções de fraturas diafisárias com cominuição além de permitir uma abordagem menos invasiva (HUDSON et al., 2009; GUIOT; DEJARDIN, 2011).

Diversos fatores influenciam na estabilidade da construção, como a área de trabalho, número de parafusos por fragmento, localização da placa em relação ao osso, assim como o tamanho do implante. Além disso, a estabilização de fraturas exige características mecânicas dos implantes que são encontradas principalmente em materiais de aço e titânio (HAYES; RICHARDS, 2010; BEINGESSNER et al., 2011; HEYLAND et al., 2017; BARBER et al., 2021).

O implante ideal deve apresentar as seguintes características: resistência, rigidez, ductilidade e ser biocompatível. Os implantes diferem em cada uma dessas categorias. As ligas de titânio vêm ganhando notoriedade pelas suas propriedades que propiciam uma excelente biocompatibilidade, alta resistência mecânica e a corrosão, e promovem um menor *stress shielding*, por possuir um módulo de elasticidade menor quando comparado ao aço, fazendo com que haja uma melhor distribuição de carga entre o implante e o osso, e apresentam uma menor interferência nos exames radiológicos (DISEGI, 2000; RODRIGUES, 2013; ONG; LOVALD; BLACK, 2014). Enquanto as ligas de aço apresentam menor custo comparado ao titânio, boa resistência a corrosão devido, principalmente, a sua associação com o cromo e possui menor resistência mecânica (MORAES, GUIMARAES, ELIAS, 2007).

Diante disso, torna-se fundamental o desenvolvimento de estudos de comportamento biomecânico desses implantes ortopédicos, podendo com isso colaborar para o melhor entendimento do processo de reparação da fratura, bem como correlacioná-los com os resultados clínicos favoráveis já demonstrados na literatura. O objetivo deste estudo foi comparar, por ensaio biomecânico, as propriedades mecânicas de duas montagens de placa e parafusos de aço e titânio. Além de 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. Acredita-se que a resistência à falha do implante de titânio seja inferior à do aço.

MATERIAL E MÉTODOS

Local do estudo. 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).

Corpos de prova. Os corpos de prova utilizados foram compostos de espuma rígida de poliuretano¹ com 30 PCF (0,48 g/cm³) e camada de 1mm de cortical com 40 PCF (0,96 g/cm³), totalizando 95cm de comprimento, 45cm de largura e 31cm de altura. Para cada ensaio foram utilizados dois corpos de prova.

Implantes. Foram utilizadas 10 montagens, das quais cinco com placas de titânio (ASTM F136 – Figura 1A) e cinco com placas de aço (aço inox F138 – Figura 1B), 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 22 mm. Para as montagens com placas de aço e titânio, foram utilizados respectivamente quatro parafusos monocorticais de aço (aço inox F138 – Figura 2A) e quatro de titânio (ASTM F136 – Figura 2B) de 2,7mm de diâmetro externo, 22 mm de comprimento e 1,9mm de diâmetro interno. Para colocação dos parafusos, foi utilizada uma broca de aço de 2mm de diâmetro, um *stop* de broca e um guia de perfuração correspondente ao sistema 2,7mm, rosqueado nos orifícios de bloqueio das placas.



Figura 1: A – Placa de titânio; B – Placa de aço.

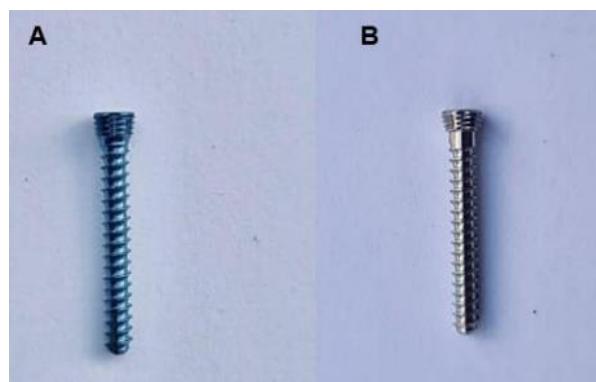


Figura 2: A – Parafuso de titânio; B – Parafuso de aço.

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 garantir o posicionamento durante a colocação dos implantes (Figura 3). 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 proximais.



Figura 3: Aspecto final da placa fixada nos corpos de prova, com falha segmentar de 22mm.

Radiografias. As radiografias das montagens foram realizadas no Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina – (HV UEL), antes ((Figura 4A) e após (Figura 4B) os ensaios biomecânicos, com a presença de marcador radiográfico, com a finalidade de identificar a extremidade proximal das montagens, nas projeções craniocaudal e lateral. Foi padronizada técnica de 48KV, 100mA, 0,125s e 12,5mAs.

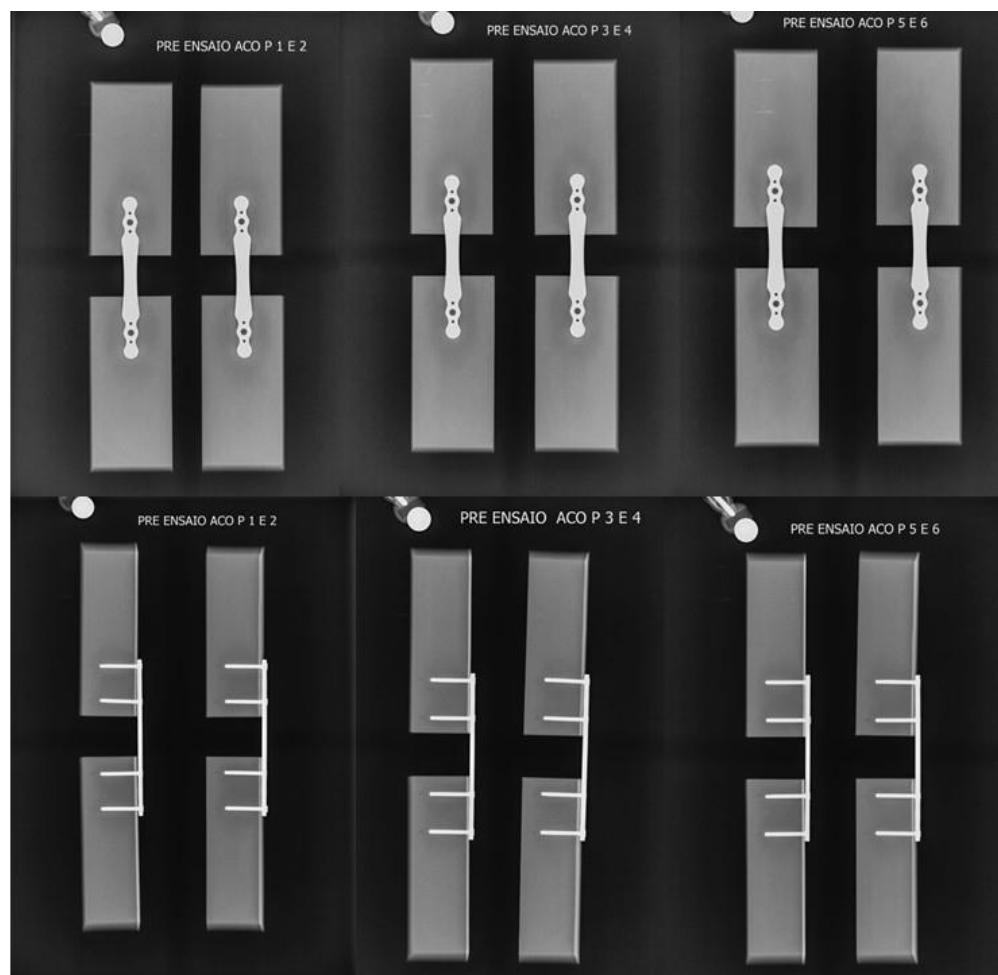


Figura 4A: Exame radiográfico dos corpos de prova pré-ensaio em projeções craniocaudal e lateral

Ensaio mecânico. Os corpos de prova foram centralizados com o auxílio de parafusos nos quatro lados e fixados à máquina de ensaios universal (EMIC®, modelo DL10000), por meio da utilização de acrílico auto polimerizante JET®, em ambas as extremidades, para a realização do teste biomecânico destrutivo de compressão axial. A máquina de ensaios universal (Figura 5) foi dotada ou adotada com célula de carga de 100 kN e um travessão móvel com transdutores de medição de força e velocidade. Os valores de força e deslocamento foram adquiridos em tempo real, por um sistema de aquisição de dados (TESC® versão 3.04).

Testes-piloto de uma única construção, foram realizados para avaliação da velocidade do ensaio, limite de força máxima e ponto de colapso, determinando, dessa forma, uma velocidade de 20 mm/min, um limite de força máxima de 25000N e ponto de colapso de 60%, que foi definido como o máximo de carga registrada imediatamente antes de uma diminuição repentina na carga sustentada, que coincidiu com a falha da construção. Caso os blocos entrassem em contato antes do ponto de colapso, o teste era finalizado. Após os ensaios de compressão, foi gerado um diagrama força versus deslocamento e foram analisados os seguintes parâmetros biomecânicos: rigidez (N/mm), carga (N) e deslocamento (mm) no limite elástico aparente e na resistência máxima, os quais foram tabulados em planilha eletrônica (Microsoft Excel). Esses dados também foram plotados em gráficos de força (N) versus deformação (%). Para melhorar a precisão da análise, a curva força versus deslocamento foi ajustada a partir de uma regressão polinomial de grau 8.



Figura 5: Máquina de ensaios universal EMIC® com corpo de prova acoplado.

Em virtude de os ensaios serem destrutivos, apenas um do mesmo procedimento foi realizado. A rigidez foi calculada a partir do quociente das variações da carga e do deslocamento na região linear da curva. Os valores de coeficiente de determinação (r^2) iguais ou superiores a 0,99 foram adotados para a seleção desta região (Figura 6)



Figura 6: Curva carga-deslocamento do ensaio de aço 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.

O limite elástico aparente (ou limite *Johnson*), foi determinado como o ponto onde a inclinação da tangente à curva força versus deslocamento é 25 % menor que a inclinação da reta da rigidez, conforme descrito por Souza (1982). Ao concluir o teste destrutivo, as construções foram fotografadas e radiografadas e as especificidades da falha documentadas.

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 (χ^2). Quanto ao nível de significância, foram consideradas diferenças significativas para valores de "p" menores ou iguais a 0,05.

RESULTADOS

Avaliação macroscópica

Ao término dos ensaios, houve o encurvamento de todas as placas (deformidade plástica), sem que ocorresse o deslocamento parcial ou total dos parafusos (Figura 7). Alguns blocos se tocaram após atingirem o ponto de carga máxima (pico), causando pequenas deformidades em suas extremidades.

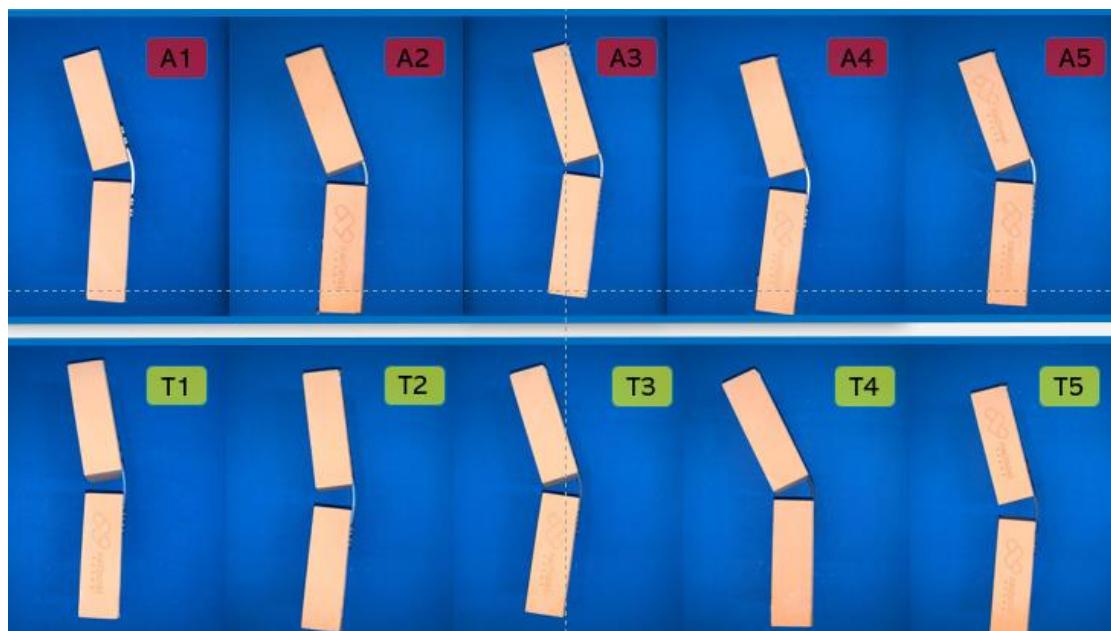


Figura 7: Imagem fotográfica das montagens de aço e titânio após ensaio mecânico de compressão axial. Observe o encurvamento de todas as placas.

Avaliação radiográfica

Não foi observada a quebra das placas e nem dos parafusos, no entanto 10% (1/10) das montagens apresentaram flexão nos parafusos, nos blocos proximais e distais, sendo 20% (4/20) dos parafusos no grupo aço (A1), enquanto no grupo de titânio não houve flexão dos parafusos.

Ensaio mecânico

Em relação a carga no limite elástico aparente o grupo aço obteve uma média de 756N e o titânio 632N (Figura 8). Na deformação no limite elástico aparente o aço obteve uma média 5,35mm e o titânio 4,06mm (Figura 9). Na carga no pico o aço o aço obteve uma média de 989N e do grupo titânio 854N (Figura 10). Na deformação no pico o aço obteve uma média de 8,31mm e o titânio 6,67mm (Figura 11). Já em relação a rigidez pico o aço obteve uma média 194N/mm, enquanto o titânio de 204 N/mm (Figura 12).

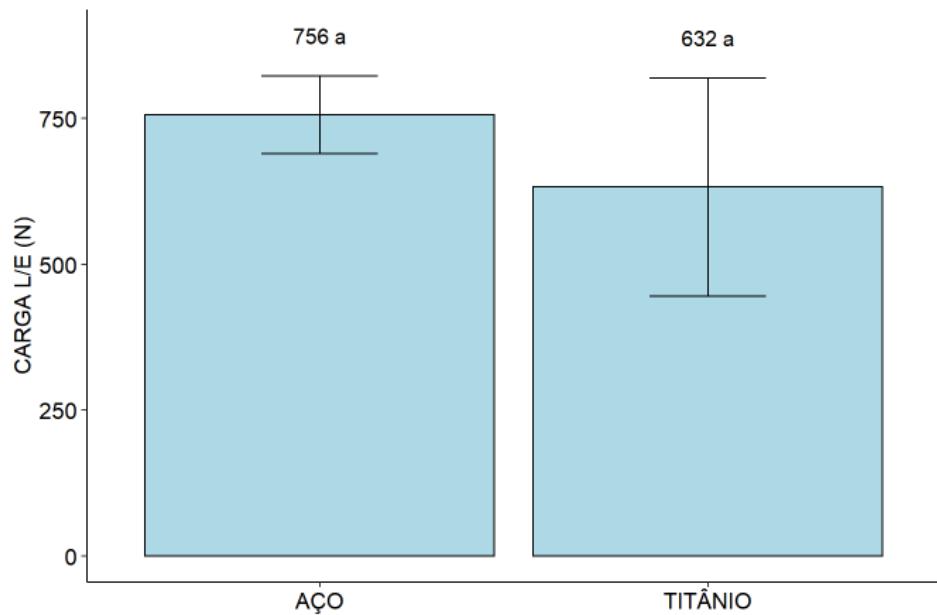


Figura 8. Carga no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (756N) e do grupo titânio (632N).

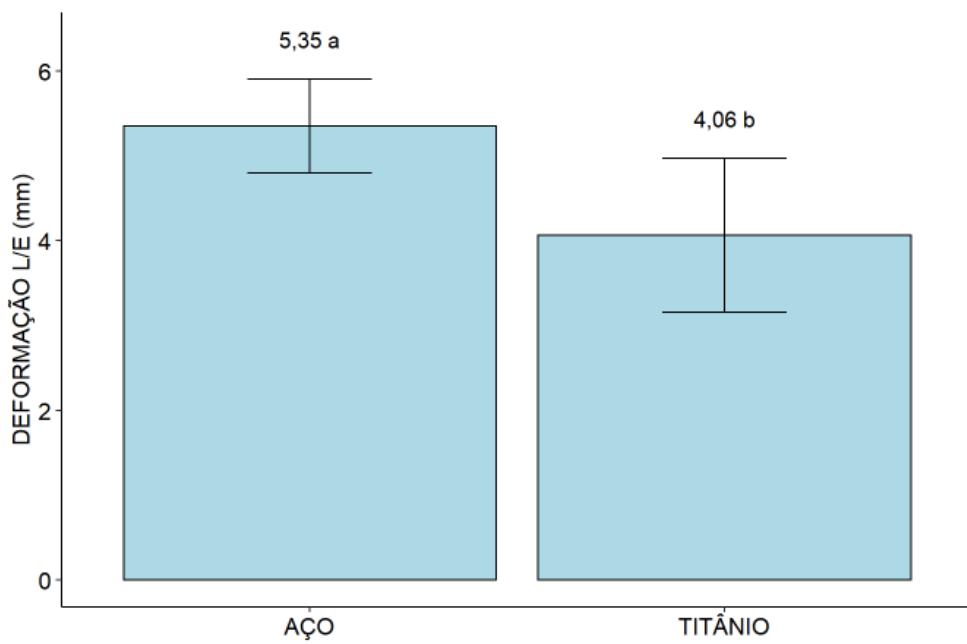


Figura 9: Deformação no limite elástico aparente dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (5,35mm) e do grupo titânio (4,06mm).

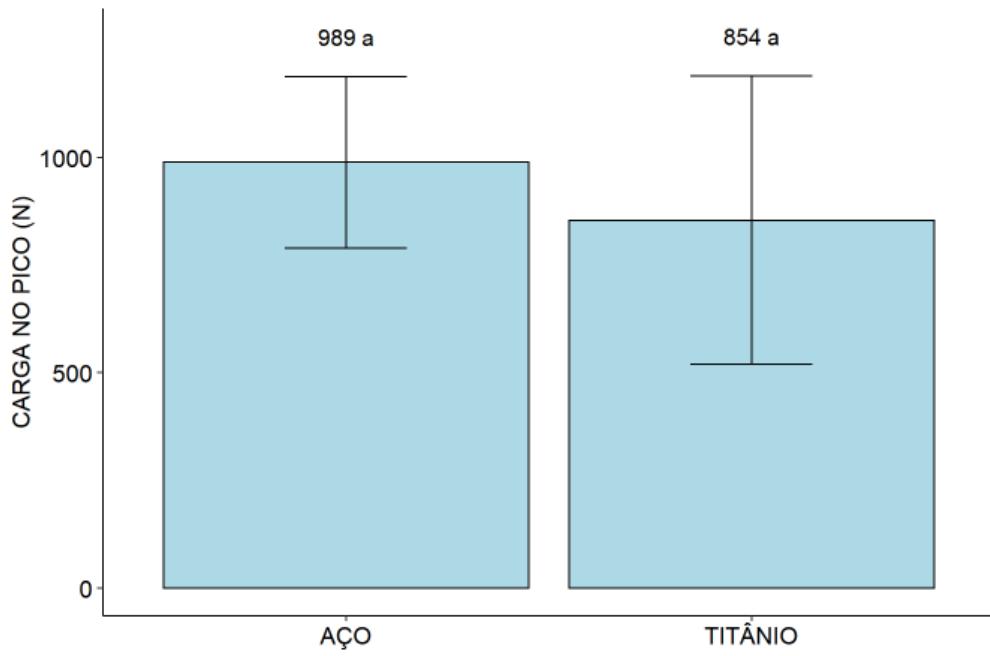


Figura 10: Carga no pico dos grupos aço e titânio em N. Observar a média do grupo aço (989N) e do grupo titânio (854N).

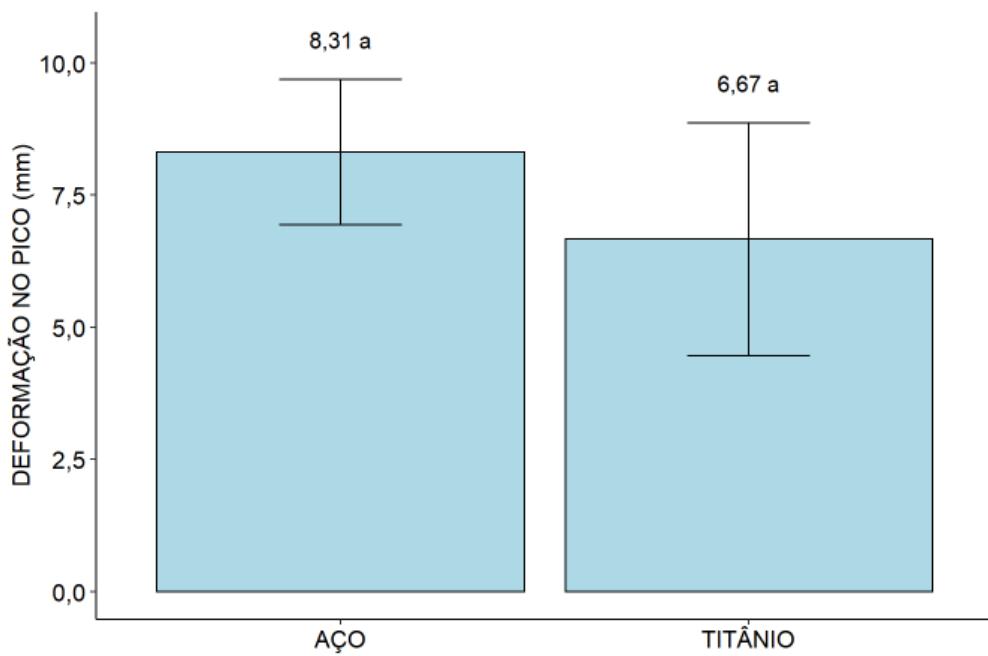


Figura 11: Deformação no pico dos grupos aço e titânio em mm. Observar a média do grupo aço (8,31mm) e do grupo titânio (6,67mm).

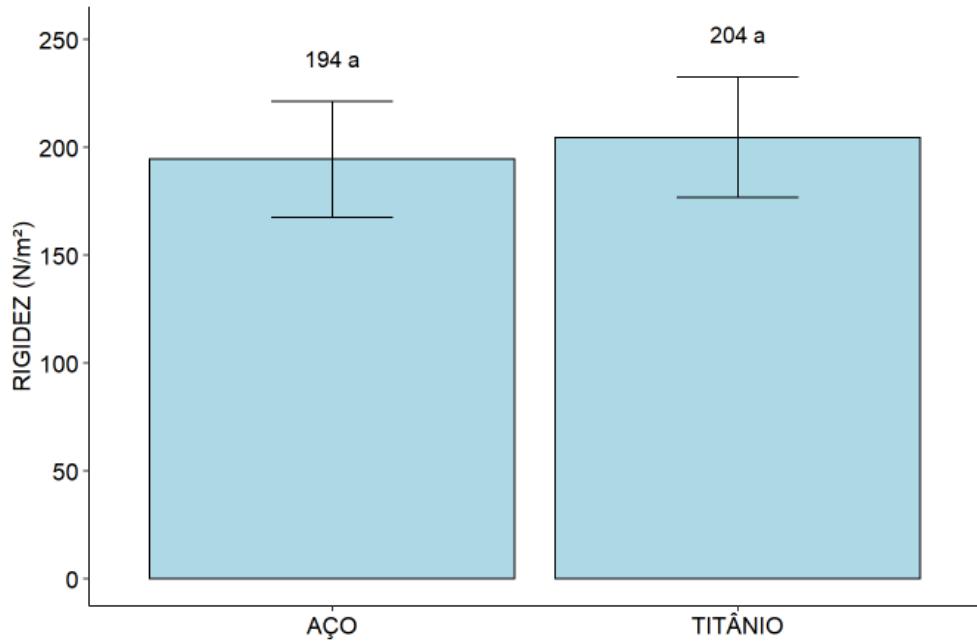


Figura 12: Rigidez (N/mm²) dos grupos de aço e titânio. Observar a média do grupo aço (194N/mm) e do grupo titânio (204N/mm).

DISCUSSÃO

Não houve diferença entre os grupos (aço e titânio) em relação a carga no limite elástico (N), carga no pico (N), deformação no pico (mm), e na rigidez (N/mm), enquanto houve diferença na deformação no limite elástico (mm).

Analizando-se o suporte de carga, todos os grupos obtiveram valores médios altos, sendo muito superiores ao que é necessário fisiologicamente. Logo, estes implantes possuem a capacidade de suportar as cargas axiais presentes em um ambiente de fratura cominutiva. Apesar das diferenças entre as ligas de aço e titânio, estes materiais apresentaram uma resistência a fadiga semelhantes, e, portanto, possuem propriedades comparáveis sob cargas estáticas, o que justifica os resultados encontrados neste trabalho (DISEGI, 2000; MUTSCHLER, HONTZCH, 2017).

Os resultados encontrados por Beingessner e colaboradores (2011) reforçam os resultados encontrados nesse estudo. Em um teste de compressão axial com 24 fêmures sintéticos também não houve diferença entre os materiais de aço e titânio após a realização dos ensaios mecânicos. No entanto, no teste de rigidez torcional eles obtiveram diferença. O titânio apresentou uma menor resistência quando comparado ao titânio. A não realização do ensaio torcional, assim como de tensão não possibilitou a obtenção de mais resultados comparativos entre os grupos.

Outro fator importante que tem relação direta com a rigidez da construção, é o comprimento da área de trabalho, definido como a distância entre os dois parafusos mais próximos de cada lada lado da fratura. Alguns autores estabelecem que em fraturas cominutivas, grandes comprimentos de área de trabalho tendem a levar a falha da placa (ELLIS et al, 2001; STOFFEL et al, 2003; CRONIER et al, 2010). Diante disso, a escolha em colocar os parafusos mais próximos à área de simulação da fratura cominutiva, reduzindo a área de trabalho, pode ter contribuído para aumentar a rigidez da construção, o que justifica o suporte de carga obtido (ALVES, STERMAN, 2010). Apesar de haver conceitos biomecânicos que direcionam o cirurgião na escolha do comprimento da área de trabalho de acordo com a classificação da fratura, um trabalho conduzido por Giordano e colaboradores (2017) mostrou que a escolha da área de trabalho vai muito mais da experiência do cirurgião. Estes tem uma preferência por uma menor área de trabalho, independente do tipo de fratura.

Em relação as deformações sofridas durante a aplicação da carga, observou-se que a deformação no limite elástico do grupo aço, foi maior quando comparado ao

grupo titânio, apresentando valores médios entre 5,35mm e 4,06mm, respectivamente.

O aço apresentou diferença estatística na deformação no limite elástico/limite de escoamento, tendo uma maior deformação na fase elástica quando comparado ao titânio. Fato que difere das teorias apresentadas nos estudos em que pelo fato do aço ter um maior módulo de elasticidade, por conseguinte apresenta uma maior rigidez e menor deformação elástica. Uma possível interpretação para este achado é que isso pode ser influenciado pelo processo de confecção do aço utilizado quando trabalhado a frio (BRITO et al., 1981). Além de poder estar associado ao processo de flambagem que pode ter reduzido a rigidez da construção por ter alcançado a carga crítica.

Quando uma carga axial de compressão é aplicada, esses materiais podem sofrer uma deflexão lateral no local, com menor área momento de inércia, denominada de flambagem. Em geral a flambagem deflagra em uma falha repentina da estrutura, decorrente da perda da estabilidade por efeito da compressão. Durante a aplicação da carga, ao invés da construção permanecer reta, ela se curva de maneira acentuada, após atingir a carga crítica (ANDRADE; PARNAÍBA, 2019). Outro fator que pode estar associado ao resultado obtido, é que alguns metais seguem a lei de *Hooke* na fase elástica da curva tensão-deformação, ou seja, existe uma relação linear entre tensão e deformação e quanto maior a tensão aplicada, maior será a deformação (CHAO et al., 2012; AQUINO; VIANA; FONSECA, 2017).

Em relação a deformação no pico, não houve diferença estatística com valores médios de 8,31mm (aço) e 6,67mm (titânio). Mesmo não havendo diferença, o aço demonstrou uma maior deformação antes de falhar (maior fase plástica) que é um comportamento esperado deste metal.

No grupo aço, na primeira repetição (A1) houve a flexão dos parafusos proximais e distais, a simulação da fratura, sendo a repetição que apresentou a maior carga máxima suportada. Ainda assim, visto que mimetizamos o ambiente de uma fratura cominutiva, não houve o deslocamento dos parafusos, logo o bloqueio foi eficiente em todas as construções, mesmo havendo alguns parafusos do grupo aço que não alcançaram o bloqueio total. Isso pode ser justificado pelo próprio mecanismo de atuação da placa bloqueada em que há uma estabilidade angular e axial, conferida pela interface entre a cabeça do parafuso e o orifício de bloqueio da placa, e os parafusos bloqueados agem juntos distribuindo a carga de maneira mais uniforme sobre o comprimento da placa, em comparação aos sistemas não bloqueados,

levando a uma menor falha da construção por deslocamento dos parafusos (WAGNER, 2003; CRONIER et al., 2010; JOHNSON, 2015).

O momento área de inércia (MAI) é um parâmetro importante que influencia na rigidez da construção, avaliando-se a rigidez de uma estrutura quando submetida ao esforço de flexão. É representado pela fórmula $MAI = 1/3.b.h^3$, onde b é a largura e h a altura em direção a flexão. Portanto, a espessura da placa é um parâmetro importante porque essa dimensão é em cubos e dependendo da sua disposição no osso o MAI pode ser alterado. Este fator não interferiu na comparação entre os grupos, pelo fato da mesma geometria e tamanho dos implantes testados neste trabalho.

A utilização de ossos de poliuretano vem sendo empregada com o intuito de substituir os ossos naturais, facilitar e padronizar os ensaios biomecânicos. A escolha pelo material sintético foi em decorrência dos autores quererem avaliar o comportamento dos metais sem a influência da grande variabilidade advinda do uso de ossos de cadáveres.

CONCLUSÃO

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

REFERÊNCIAS

- ALVES, J.D.S.; STERMAN, F.A. Determinação da densidade mineral óssea da extremidade distal do rádio de cães da raça Rottweiler por meio da densitometria óptica radiográfica. **Veterinária e Zootecnia**, v.17, n.2, p.229-237, 2010.
- ANDRADE, P.L.; PARNAÍBA, M.A. Análise da estabilidade de colunas com variação da seção transversal e/ou módulo de elasticidade via Método das Diferenças Finitas. **Divulgação científica e tecnológica do IFPB**, n.46, p.61-69, 2019.
- 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.
- BRITO, J. I. et al - Estrutura e Propriedades do Fio de Aço Trefilado de Alto Teor de Carbono. **Metalurgia - ABM**, v. 37, n.278, p.28, 1981.
- 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.
- CRONIER, P.; PIETU, G.; DUJARDIN, C.; BIGORRE, N.; DUCELLIER, F.; GERARD, R. The concepto f locking plates. **Othopaedic Traumatology Surgical Research**, v.96, p. 17-36, 2010.
- DISEGI J.A. Titanium alloys for fracture fixation implants. **Injury**, v.31, p.14–17, 2000.
- ELLIS, T.; BOURGEAULT, C.A.; KYLE, R.F. Screw position affects dynamic compression plate in na in vitro fracture model. **Journal Orthopaedic Trauma**, v.15, n.5, p.333-337, 2001.
- GIORDANO, VINCENZO.; PAES, ROGER PLETSCH.; QUEIROZ, G.B.; LIRA JÚNIOR, J.C.; BELANGERO, W.D.; PIRES, R.E.S.; LABRONICI, P.J. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v.44, n.4, 2017
- GUIOT, L.P.; DEJARDIN, L.M. Prospective evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis in 36 nonarticular tibial fractures in dogs and cats. **Veterinary Surgery**, v.49, p.171–182, 2011.
- 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.
- 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.
- 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.
- MUTSCHLER, W.; HÖNTZSCH, D. Stahl oder Titan in der Osteosynthese. **Der Unfallchirurg**, p. 94-95, 2017
- ONG, KEVIN L.; LOVALD, SCOTT; BLACK, JONATHAN. Orthopaedic biomaterials in research and practice. second ed. **crc press**, 2014.
- STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GACHTER A.; KUSTER, M.S. Biomechanical testing of the LCP – How can stability in locked internal fixators be controlled? **Injury**, v.34, p.11-19, 2003.
- WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, v. 34, p. 31- 42, 2003.