



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

RAFAEL BATATINHA ROCHA

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA POR COMPRESSÃO
AXIAL DE PLACAS “T” EM AÇO E TITÂNIO**

Londrina – PR 2023

RAFAEL BATATINHA ROCHA

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA POR COMPRESSÃO
AXIAL DE PLACAS “T” EM AÇO E TITÂNIO**

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

Orientador: Prof. Dr. Fernando De Biasi

Londrina

2023

RAFAEL BATATINHA ROCHA

COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA POR COMPRESSÃO AXIAL DE PLACAS “T” EM AÇO E TITÂNIO

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

BANCA EXAMINADORA

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

Prof. Dra. Luciane dos Reis Mesquita
Professora de Cirurgia FMVZ – UNESP
Botucatu

Prof. Dr. Renato Otaviano do Rego
Professor de Cirurgia da Escola Nacional de
Veterinária – ENVT, França

Londrina, 20 de novembro de 2023.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me fornecido saúde, força de vontade e conhecimento durante minha vida para continuar minhas trajetórias e poder finalizá-las em cada etapa e aspecto.

À minha mãe que desde criança me incentivou a estudar, trabalhar e não desistir dos meus objetivos. Além de ter suportado todas as dificuldades da vida sem reclamar e deixar transparecer e sempre me incentivando a sempre ir mais longe.

A minha esposa Isabely e a minha filha Bella, as quais estiveram antes e em todo o período do mestrado ao meu lado, me incentivando a nunca desistir e procurar sempre evoluir. Principalmente a minha esposa que além de estar presente, nunca deixou de tomar conta da nossa casa e filha para que eu pudesse me concentrar e dedicar aos estudos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fernando De Biasi, o qual aceitou dividir comigo o seu conhecimento, amizade e companheirismo. Mesmo antes do mestrado já era meu orientador sempre me ensinando e me ajudando a melhorar no aspecto profissional e pessoal.

As empresas Engevet e Clássico LTDA por fornecerem os materiais que foram importantíssimos na realização desse projeto, e que sem eles não seria possível a realização do mesmo.

A Universidade Estadual de Londrina (UEL) por ter me acolhido desde a residência como um filho. Onde me tornei um profissional melhor e com toda modéstia, um Médico Veterinário acima da média.

Agradeça à Universidade de São Paulo (USP) e ao Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ – USP) além de seus colaboradores Médico Veterinário Doutorando Anderson Fernando e ao Prof. Dr. André Luís do Valle De Zoppa, por cederem o laboratório e conhecimento durante a realização do trabalho.

ROCHA, Rafael Batatinha. **Comparação biomecânica por compressão axial de placas T em aço e titânio.** 2023. 35p. Dissertação (Mestrado em Clínicas Veterinárias) Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi realizar a comparação biomecânica por meio da compressão axial de duas configurações em aço e titânio. Placas com conformação em T foram fixadas em corpos de prova de poliuretano. Para o ensaio, foram utilizadas 12 montagens sendo seis com placas de titânio e seis com placas de aço. As placas foram posicionadas e fixadas aos corpos de prova com uma perda óssea mimetizada de 15 mm. Para a determinação das cargas as montagens foram testadas até que ocorresse a falha. As variáveis computadas foram 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). Após os ensaios foi possível observar de forma macroscópica, o encurvamento de todos os implantes estudados, de titânio e aço e o deslocamento parcial dos parafusos. Estatisticamente, concluiu-se que o aço foi mais resistente para as forças compressivas do que o titânio.

Palavras-chave: ortopedia; ensaio destrutivo; implante; metal; cirurgia

ROCHA Rafael Batatinha. **Biomechanical comparison by axial compression of steel and titanium T plates.** 2023. pg. Dissertation (Master in Veterinary Clinics) State University of Londrina, Londrina, 2023.

SUMMARY

The objective of this study was to perform a biomechanical comparison through the axial specification of two configurations in steel and titanium. T-shaped plates were inserted into polyurethane specimens. For the test, 12 assemblies were used, six with titanium plates and six with steel plates. The plates were positioned and inserted into the specimens with a simulated bone loss of 15 mm. To determine the loads, the assemblies were tested until failure occurred. The computed variables were stiffness (N/mm), load at apparent elastic limit (N), position at apparent elastic limit (mm), load at peak (N) and position at peak (mm). After the tests, it was possible to observe the macroscopic shape, the bending of all the trained implants, made of titanium and steel, and the partial placement of the screws. Statistically, it was concluded that steel was more resistant to compressive forces than titanium.

Keywords: orthopedics; destructive testing; implant; metal; surgery

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AO	Arbeitsgermanschaft fur Osteosintesefragen
ASIF	Associação para Estudo da Fixação Interna
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
g/cm ³	Gram por centímetro cúbico
HV	Hospital Veterinário
L/E	Limite Elástico
LC-DCP	Placa de Compressão Dinâmica de Contato Limitado
LCP	Locking Compression Plate
LOTC	Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada
m ²	Metro quadrado
N	Newton
N/m ²	Newton por metro quadrado
UEL	Universidade Estadual de Londrina
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – ASPECTOS CLÍNICOS E BIOMECÂNICOS DA FRATURA DE RÁDIO EM CÃES – REVISÃO DE LITERATURA	8
1 INTRODUÇÃO	9
2 REFERÊNCIAL TEÓRICO	11
2.1 ANATOMIA DO RÁDIO	11
2.2 FRATURA DISTAL DE RÁDIO	13
2.3 AÇO E TITÂNIO	15
2.4 BIOMECÂNICA ÓSSEA	16
REFERÊNCIAS	19

CAPÍTULO 2 – COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA POR ENSAIO DESTRUTIVO DE COMPRESSÃO AXIAL ENTRE DUAS MONTAGENS DE PLACAS EM “T” DE TITÂNIO E DE AÇO.....	25
RESUMO	26
INTRODUÇÃO	27
MATERIAL E MÉTODOS	27
RESULTADOS.....	29
DISCUSSÃO	30
CONCLUSÃO	31
REFERENCIAS	32

CAPÍTULO 1

ASPECTOS CLÍNICOS E BIOMECÂNICOS DA FRATURA DE RÁDIO EM CÃES – REVISÃO DE LITERATURA

1 INTRODUÇÃO

As fraturas na extremidade distal do rádio e da ulna são comuns em cães de raça toy (PIRAS et al., 2011; GIBERT et al., 2015). Essas fraturas representam uma alta incidência em cães de pequeno porte (YU et al., 2011).

A instabilidade biomecânica, a qualidade reduzida do envelope de tecidos moles e as condições anatômicas desfavoráveis na vascularização local são grandes contribuintes para taxas elevadas de uniões retardadas, não união e má-uniões (GOMIDE & MINTO, 2022). Além disso, a baixa densidade tecidual ao redor do rádio aumenta o risco de fraturas expostas, exposição do implante metálico, abertura de suturas e irritação do tecido subcutâneo e da pele (GOMIDE & MINTO, 2022).

A estabilização de fragmentos em regiões periarticulares apresenta considerável dificuldade técnica para o cirurgião devido ao estoque ósseo limitado que dificulta a fixação dos fragmentos. Com o objetivo de adequada fixação das fraturas com pequenos fragmentos, uma série de técnicas foram relatadas (FARESE et al., 2002; HAMILTON & HOBBS, 2005). Para as fraturas de rádio e ulna, os principais são os fixadores lineares e as placas ósseas (PRUBST, 2014).

O uso de fixadores esqueléticos externos tem demonstrado bons resultados no manejo de fraturas de rádio, contudo, esse aparato requer manejo pós-operatório e cuidados frequentes (JOHNSON et al., 1989; PIRAS et al., 2011). Em cães de pequeno porte, a colocação de fixadores pode ser uma técnica desafiadora pois o osso é muito estreito e apresenta ligeiro arco cranial (HAMILTON & HOBBS, 2005). Esses detalhes somados ao fato de que o rádio ainda apresenta uma seção transversal oval, as técnicas para a estabilidade cirúrgica tornam-se difíceis e traumáticas (HAMILTON & HOBBS, 2005).

Ainda que várias opções de técnicas possam ser usadas para a reconstrução de fraturas distais em rádio e ulna em cães de pequeno porte, o uso de placa tem sido um dos métodos mais frequentes de fixação para essas fraturas (LARSEN et al., 1999).

O uso de placas para a fixação de fraturas se tornou popular graças a formação de grupos de estudo sobre a fixação interna de fratura que são a

Arbeitsgemeinschaft für Osteosintesefragen (AO) e a Associação para estudo da Fixação Interna (ASIF) (POLO, 2015). Os princípios eram baseados na reconstrução anatômica e na estabilidade absoluta por meio da compressão interfragmentária com o objetivo de promover consolidação óssea primária e retorno precoce da função do membro fraturado (PERREN, 2002; CABASSU et al., 2011).

No início, placas em T humanas foram usadas para o reparo de fraturas distais de rádio e ulna de cães de raças pequenas. Contudo, o tamanho da placa, especialmente na porção lateral, é muito grande e a acomodação da mesma no osso canino não é a ideal. As placas dedicadas ao dígitos humanos também já foram usadas, contudo, por serem placas largas e finas, a probabilidade de falha cíclica se tornava mais evidente (VAUGHAN, 1964; LARSEN et al., 1999).

Em 1987, o mercado veterinário foi agraciado com a mini-placa veterinária AO 1.5, 2.0, 2.7 e 3.5, pela empresa Mathys Medical Company ® (Suíça). O que torna esse modelo de placa tão especial é o fato de que esta placa permite a introdução de dois parafusos distais mesmo o fragmento sendo muito pequeno, tornando ideal para raças pequenas. Um detalhe importante é que a placa reta clássica muitas vezes não permite a acomodação de mais de um parafuso distalmente (HAMILTON & HOBBS, 2005).

Com o avanço das tecnologias e estudos envolvendo os tratamentos de fraturas, produziram-se os sistemas de placas bloqueadas. Essas placas permitem o bloqueio do parafuso na placa assegurando estabilidade angular e axial. Além disso, fornecem ganhos na preservação do suprimento sanguíneo proporcionando fixação elástica flexível e adequada formação do calo ósseo (WAGNER, 2003; MILLER & GOSWAMI, 2007).

O mercado mundial disponibiliza uma gama de placas bloqueadas que estão sendo usadas de diversas formas e em diversos segmentos (HOTTMANN, 2020). A avaliação da rigidez e da resistência que esses sistemas nos oferecem seriam importante para o advento de preciosas informações podendo diminuir a falha da construção durante o período de convalescência pós-operatória (HOTTMANN, 2020).

A placa LCP (*locking compression plate*) está presente na medicina veterinária como um dos primeiros sistemas de bloqueio para uso em cães (PERREN et al., 1991). O bloqueio se dá por meio de roscas localizadas na base da cabeça dos parafusos e rosas correspondentes no orifício da placa o qual o parafuso irá se acoplar (PERREN et al., 1991).

A construção original das placas de compressão dinâmica de contato limitado (LC-DCP) é o titânio puro. Esse metal atinge 90% da resistência do aço inoxidável e apresenta menor rigidez. O benefício no uso do titânio é por ser biologicamente inerte e mais resistente a infecções de baixo grau quando comparado ao aço inoxidável. Contudo as placas LC-DCP também são confeccionadas de aço e são comumente usadas em medicina veterinária (DECAMP, 2015). Como diferença marcante, as placas em aço possuem mais resistência ao modelamento do que o titânio, pois é um metal mais maciço. Logo o módulo *Young* (medida da elasticidade de um metal) do titânio é inferior ao do aço (POLO, 2015).

O objetivo deste trabalho foi revisar e comparar as propriedades biomecânicas de compressão axial *ex vivo* de um modelo de placa bloqueada em titânio e uma em aço com as mesmas dimensões.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 ANATOMIA DO RÁDIO

O rádio e a ulna são os ossos que compõem o antebraço. Na cabeça do rádio existe uma circunferência articular condilar caudomedial na qual se articula proximalmente com a ulna em sua incisura radial. Esses dois ossos se cruzam obliquamente à medida que se estendem onde a extremidade proximal da ulna está do lado medial e a extremidade distal, lateral ao rádio (BRUDRAS et al., 2010; EVANS & DE LAHUNTA, 2016; FOX, 2017). Sendo o mais curto dos ossos do antebraço, o rádio, se articula, em sua porção proximal, com o úmero e ao longo de sua borda caudal se articula com a ulna (DE LAHUNTA, 2016; FOX, 2017).

A parte proximal do rádio é composta pela cabeça, pescoço e sua tuberosidade. A cabeça do rádio é mais larga de medial para lateral. Em sua porção proximal, o rádio se articula com a ulna por meio da borda caudal. Correspondentemente, a ulna recebe o rádio que se abranda na incisura radial. Na porção distal ambos se articulam similarmente ao longo do córtex medial, onde a ulna repousa dentro da incisura ulnar (EVANS & DE LAHUNTA, 2016; FOX, 2017).

As elevações da ulna nas laterais da incisura radial formam os processos coronoides medial e lateral (FOX, 2017). Anteriormente, literaturas afirmavam que a capacidade de massa corpórea suportada pelos processos coronoides era baixa. Contudo, um estudo em cadáveres sugeriu que 51% do sustento da carga massa corpórea nos membros torácicos ocorrem na superfície articular radial proximal ao nível do cotovelo e o restante da carga é comportada pela ulna (MASON et al., 2005).

O corpo do rádio é convexo cranialmente e tem superfícies cranial, caudal e bordas lateral e medial. Apresenta fixação por meio de ligamento com a ulna (DE LAHUNTA, 2016).

A tróclea compõe a região distal do rádio e apresenta superfície articular do corpo de forma côncava e na região lateral tem a incisura ulnar onde se articula com a ulna. A região medial é composta por uma estrutura arredondada chamada de processo estilóide que é fixado pelo ligamento colateral medial do corpo. Na região cranial existem três sulcos, nos quais se inserem os tendões. O sulco medial apresenta o tendão do abdutor longo do dedo; o médio apresenta o tendão extensor radial do corpo; o sulco mais lateralizado apresenta o tendão extensor digital comum (DE LAHUNTA, 2016).

Com relação à musculatura, na meia-fise entre rádio e ulna têm os músculos pronador quadrado, flexor digital profundo e abdutor longo do polegar. Na região mais distal na articulação antebraquiocárpica, a cápsula articular se origina tanto do rádio quanto da ulna. Convergindo com as fibras dessa cápsula articular está a extremidade distal da membrana intraóssea que forma uma fixação resistente entre as porções distais da ulna e do rádio, mais conhecido como ligamento radio-ulnar (FOX, 2017).

2.2 FRATURA DISTAL DE RÁDIO

As fraturas na extremidade distal do rádio e da ulna são comuns em cães de raça toy (PIRAS et al., 2011; GIBERT et al., 2015). Esses tipos de fraturas ocorrem com frequência elevada em cães de pequeno porte (YU et al., 2011).

A falta de estabilidade biomecânica, a inadequada qualidade do envoltório de tecidos moles e as condições desfavoráveis na vascularização local são fatores significativos que contribuem para altas taxas de união retardada, não união e má-união. Adicionalmente, a baixa densidade tecidual ao redor do rádio aumenta o risco de fraturas expostas, exposição do implante metálico, abertura de suturas e irritação do tecido subcutâneo e da pele (GOMIDE & MINTO, 2022).

Em função das frequentes complicações observadas em fraturas na extremidade distal do rádio e ulna em cães de raças miniatura e toy, têm surgido recentemente diversas abordagens de tratamento modificadas (PIRAS et al., 2011; GIBERT et al., 2015). Contudo essas técnicas devem ser bem avaliadas antes de serem escolhidas. Devido à baixa massa muscular, principalmente em região distal de rádio, a consolidação da fratura se torna mais lenta e propensa a falhas e complicações. A escolha do tipo de osteossíntese deve promover boa estabilidade, principalmente em cães adultos de raças miniaturas (POLO, 2015).

As fraturas na extremidade distal do rádio e da ulna em cães de raças miniatura e toy podem ser mais desafiadoras de estabilizar, já que essas fraturas frequentemente apresentam pouco espaço disponível para a fixação de parafusos e placas fragmento ósseo distal (HAMILTON & LANGLEY HOBBS, 2005).

O fixador esquelético é um tipo de implante aplicado com sucesso no manejo de fraturas distais de rádio em cães de pequeno porte, contudo, exige frequentes cuidados pós-operatórios (JOHNSON et al., 1989; PIRAS et al., 2011). Esse tipo de implante promove vantagens biológicas e mecânicas por meio do mínimo dano aos vasos e tecidos adjacentes, permite estabilização de fraturas abertas e possibilita a aplicação de vários tipos de construções e ajustes do aparato (JAEGER & WOSAR, 2017). Para raças pequenas, esse tipo de fixação é uma boa alternativa, pois permite abordagem minimamente invasiva

da região distal de rádio, permite o realinhamento da fratura durante o procedimento, boa estabilidade e fácil remoção de implante (AIKAWA et al., 2019).

Os fixadores esqueléticos externos circulares são usados na estabilização de fraturas, transporte ósseo, alongamento ósseo, artrodese, e correção de deformidades angulares (LEWIS et al., 1999). Contudo essa conformação de implante exige acompanhamento médico assíduo. Com o intuito de avaliar a construção aplicada e planejar o momento ideal de retirada do implante. O compromisso do responsável pelo pet é imprescindível (PIRAS et al., 2011).

Apesar de ser uma boa opção de implante, os fixadores apresentam algumas desvantagens. Existe o risco de infecção devido a comunicação do meio externo com o meio interno criado pelos pinos. Por ser uma construção externa, não se pode aplicar esse implante por longo prazo. Pode ocorrer afrouxamento do pino, inflamação ou infecção associado aos orifícios criados pelos pinos, levando a falha do implante. Além disso, o tipo de paciente e o compromisso do responsável fazem parte do sucesso do tratamento (JAEGER & WOSAR, 2017).

Raças miniaturas apresentam acentuado estreitamento ósseo e presença de leve arqueamento craniano do rádio. Somado a isso, a presença de uma seção transversal oval do rádio levam à uma dificuldade na aplicação de fixadores sem que haja trauma em ossos tão pequenos (HAMILTON & HOBBS, 2005).

As placas ósseas são os implantes mais usados para as fraturas distais de rádio, devido ao rápido retorno da função do membro e exige mínimo cuidado pós-operatório (HAMILTON & HOBBS, 2005). A técnica de redução aberta e a fixação interna com o uso de placas convencionais para fraturas na extremidade distal do rádio e ulna em cães de raças miniatura e *toy* é um método eficaz de estabilização. Esse procedimento geralmente resulta em uma função normal sem ocorrência de não-união óssea (AIKAWA et al., 2018).

Geralmente o fragmento distal das fraturas de rádio são muito pequenos. Essa conformação de fratura exige a aplicação de uma placa que permita a passagem de, no mínimo, quatro corticais ósseas e de preferência seis corticais.

A placa em T se adequa perfeitamente a maioria das fraturas distais de rádio. Seu formato permite boa estabilidade e compressão do foco da fratura permitindo uma boa consolidação primária (HAMILTON & HOBBS, 2005).

2.3 AÇO E TITÂNIO

Para serem usados em tecido animal, os implantes metálicos devem apresentar propriedades específicas que não gerem efeitos adversos. Entre elas, as principais são a resistência à corrosão, biocompatibilidade, biofuncionalidade, bioadesão, osteointegração (POLO & RIDES, 2012).

O aço 316 L é usado em implantes ortopédicos e apresenta boa propriedade e boa resistência à corrosão. Devido ao baixo conteúdo carbônico, presença de molibdênio e níquel, os implantes de aço, apresentam uma cobertura de oxidação estável (POLO & RIDES, 2012). Em sua grande maioria, os implantes de aço são endurecidos pelo trabalho a frio do metal. Em placas específicas, como nas de reconstrução, o aço se apresenta mais macio com o intuito de facilitar sua moldagem e torná-la aplicável a diversas superfícies ósseas (JOHNSTON et al., 2017).

A biocompatibilidade do aço e do titânio apresentam algumas diferenças. Quando esses implantes metálicos são aplicados ao organismo animal, os fluidos corporais reagem sobre o implante ocorrendo a produção de óxido superficial sobre o metal, o que determina as propriedades de resistência à corrosão. Os implantes em aço inoxidável são osteointegráveis por serem envolvidos por uma cápsula. Já as placas de titânio passam pela osteointegração por apresentar biocompatibilidade sem a formação de cápsula externa (POLO & RIDES, 2012).

A boa resistência à corrosão apresentada pelo aço 316L deve-se às técnicas de melhoria da placa como o electro polido, o qual retira os defeitos superficiais das placas, e a passivação que se dá por imersão da peça em ácido nítrico formando uma película superficial no metal (POLO & RIDES, 2012).

Nos últimos anos, as ligas de titânio têm se tornado populares devido à sua notável biocompatibilidade, resistência mecânica elevada e capacidade de resistir à corrosão (SMITH et al., 2007).

Quanto ao modelamento do implante, sabe-se que o titânio apresenta maior rigidez, menor elasticidade e possui uma tendência maior de quebra do implante. Devido a pouca resistência ao estresse, o titânio, quando moldado de três a quatro vezes, pode apresentar quebra. Já o aço apresenta maior maleabilidade tendo propriedade elástica duas vezes maior que a do aço (POLO & RIDES, 2012).

O titânio e suas ligas exibem uma biocompatibilidade superior quando comparados a outros metais como o aço inoxidável. Suas propriedades, como os módulos de Young mais baixos em comparação com o aço inoxidável e a excelente resistência à corrosão, destacam-se. Além disso, o equilíbrio entre resistência e ductilidade encontrado nas ligas de titânio supera o de outros metais (NIINOMI et al., 2016).

Apesar do uso do aço ser bem difundido, o titânio apresenta algumas vantagens em relação ao aço. O implante de titânio apresenta menor massa que o aço, melhor biocompatibilidade, passivação, não apresenta liberação de componentes tóxicos, boa resistência à corrosão, baixa condução elétrica, termodinamicamente estável nos valores de pH fisiológico, menor reação adversa e dor, sem necessidade de retirada do implante, não apresenta interferência em tomografia ou ressonância além de permitir a coloração dos implantes (POLE & RIDES, 2012).

2.4 BIOMECÂNICA ÓSSEA

O estudo básico da biomecânica do osso, além do entendimento de suas propriedades, materiais e as forças que o mesmo resiste, possibilitam ao ortopedista escolher e entender a melhor forma de correção de uma fratura (RADASCH, 1999). Segundo Currey (1970) existem dois princípios que justificam os estudos biomecânicos ósseos. O primeiro visa entender as forças musculares e a quantidade de energia que o osso pode suportar. O segundo

princípio mostra que por meio do conhecimento mecânico do osso é possível entender o comportamento desse tecido e como sua estrutura delibera as propriedades mecânicas.

Atualmente, muitos estudos a respeito das propriedades mecânicas do osso têm sido feitos por clínicos e engenheiros para a análise *in vitro* da compatibilidade entre o osso e o implante (ZDERO & BOUGHERARA, 2010). Em sua complexidade o osso é composto por matéria orgânica e inorgânica, e por se tratar da principal ferramenta de sustentação e que promove forma aos animais vertebrados, ele é um tecido que passa por constante remodelamento e adaptação. Além disso, promove a homeostase entre o cálcio e o fósforo e tem envolvimento com processos endócrinos (MORENO et al., 2017).

O osso pode sofrer com forças fisiológicas, as quais são resultantes de contração muscular, locomoção e sustentação da massa corpórea e forças não fisiológicas provocadas por acidentes automobilísticos, fortes impactos, quedas, acidente por projétil balístico e diversos outros tipos de traumatismo. A atuação dessas forças está diretamente relacionada à capacidade do osso em receber essas forças. Essa capacidade vai variar com a magnitude e a direção das forças aplicadas, a espécie animal, a idade e a saúde óssea (MORENO et al., 2017).

O osso se divide em duas porções, sendo uma porção orgânica, a qual representa 35% da matriz extracelular, e é encarregada por promover resistência a fraturas devido sua dureza, porém mantendo certa flexibilidade. Já a outra porção é inorgânica, a qual representa 65% da matriz e é encarregada pela resistência à deformação (CASTRO JR et al., 2008).

O tecido ósseo é anisotrópico (HULSE & HYMAN, 2003), o que implica dizer que em toda sua extensão as suas características biomecânicas não são iguais, logo quando uma força é aplicada ao osso, o mesmo irá agir de forma diferente em diferentes pontos (CODEY, 2000). Além disso, o osso tem propriedade viscoelástica (TURNER & BURR, 1993; MORENO et al., 2017) em que a resistência e rigidez se tornam mais resistentes quando a carga é paralela à direção dos ósteons (TURNER & BURR, 1993; HULSE & HYMAN, 2003; MORENO et al., 2017).

Apesar de estrutura semelhante, os ossos cortical e esponjoso, possuem diferenças na configuração de suas estruturas. O osso cortical possui canais harversianos, os quais são rodeados cilindricamente por tecido ósseo. Já no osso esponjoso, não há canais de *Harvers*, logo o tecido é depositado de forma longitudinal. E é essa diferença entre os tecidos ósseos que culmina em menor rigidez do osso esponjoso (HUISKES & VAN RIETBERGGEN, 2005).

O osso está sob influência da lei de *Wolf*, a qual afirma que o osso assume a forma por meio das forças fisiológicas aplicadas a ele, o qual sofre adaptação dinâmica através da estrutura e quantidade óssea (CODEY, 2000). Essas forças são propagadas através da mecanotransdução que é uma reação bioquímica na qual um estímulo mecânico externo provoca deformação circular e estresse de cisalhamento a nível celular do tecido ósseo (GUSMÃO & BELANGER, 2009).

A deformação de um corpo é observada após o mesmo sofrer uma força que causa aceleração e em seguida essa força é bloqueada. O momento de uma força ocorre quando uma determinada força, com braço de alavanca, é aplicada ao corpo causando uma tensão de flexão, no sentido longitudinal, as quais provocam o encurvamento (CODEY, 2000). A deformação pode ser elástica ou plástica. Quando elástica o corpo deformado, após sofrer uma força, volta ao normal e quando plástica o corpo deformado, após sofrer uma força, não volta ao normal. O ponto de quiescência é definido como o momento em que um corpo deformado não pode mais retornar à sua forma original (TURNER & BURR, 1993).

O osso pode sofrer a ação de forças fisiológicas ou não fisiológicas. As fisiológicas são associadas à sustentação do corpo e são produzidas pela contração muscular e atividades físicas, sendo forças naturalmente suportadas pelo organismo. Já as forças não fisiológicas podem acontecer advindas de situações como traumas automobilísticos ou quedas, as quais ultrapassam a resistência suportada pelo osso culminando em fratura (HULSE & HYMAN, 2007).

O corpo pode sofrer deformação por uma força compressiva que é produzida por uma carga axial ou tração. Contudo, se a carga compressiva for

excêntrica a deformação no corpo ocorre pela flexão, devido à força ser aplicada perpendicularmente ao eixo do corpo. No estudo da biomecânica, a flexão é a força mais importante pois leva ao encurvamento de um corpo (CODEY, 2000).

De acordo com Dalmolin (2013) os ensaios biomecânicos podem ser destrutivos ou não destrutivos. Os destrutivos visam avaliar a força máxima suportada por um corpo de prova em uma situação hipotética. Os ensaios destrutivos podem ser cíclicos ou progressivos. Já os não destrutivos são ensaios nos quais as forças podem ser realizadas por diferentes sentidos e isso permite que o ensaio mimetize forças fisiológicas, trazendo melhores resultados ao estudo.

Referências

- AIKAWA, T. et al. Clinical outcomes and complications after open reduction and internal fixation utilizing conventional plates in 65 distal radial and ulnar fractures of miniature- and toy-breed dogs. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology: V.C.O.T**, v. 31, n. 03, p. 214–217, 2018.
- AIKAWA, T. et al. Clinical outcomes of 119 miniature- and toy-breed dogs with 140 distal radial and ulnar fractures repaired with free-form multiplanar type II external skeletal fixation. **Veterinary Surgery**, v. 48, n. 6, p. 938–946, 29 maio 2019.
- BOUDRIEAU, R. J. **Fractures of the radius and ulna**. In: Slatter D, ed. **Textbook of small animal surgery**. Vol 2. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 2003;1953–1973.
- BRIANZA, S. Z. M. et al. Cross-sectional geometrical properties of distal radius and ulna in large, medium and toy breed dogs. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 2, p. 302–311, jan. 2006.
- CABASSU. J et al. Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. v. 24, n. 06, p. 418–425, 1 jan. 2011.

CASTRO JUNIOR, A. F 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 (Descontinuada)**, v. 27, n. 1/2, 2008.

CORDEY, J. Introduction: Basic concept and definitions in mechanics. **Injury**, v. 31, p. 1–84, maio 2000.

CURREY, J. D. The mechanical properties of bone. **Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)**, v. 73, p. 210, 1970.

DALMOLIN, F. et al. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos: fundamentos teóricos. **Ciência Rural**, v. 43, n. 9, p. 1675–1682, set. 2013.

DECAMP, C. E. **Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. Elsevier Health Sciences, 2015.

EGER, C. E. A technique for the management of radial and ulnar fractures in miniature dogs using translation pins. **Journal of Small Animal Practice**, v. 31, n. 8, p. 377–381, 1 ago. 1990.

EVANS, H. E.; DE LAHUNTA, A. **The Skeletal and Muscular Systems in: EVANS, H. E.; DE LAHUNTA, A. Guide to the Dissection of the Dog-E-Book**. Elsevier Health Sciences, 2016. p. 6-92.

FARESE, J. P. et al. Use of IMEX SK-Circular External Fixator Hybrid Constructs for Fracture Stabilization in Dogs and Cats. v. 38, n. 3, p. 279–289, 1 maio 2002.

FOX, D. B. **Radius and Ulna in: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. Veterinary Surgery Small Animal**. 2 ed, Missouri: Elsevier Saunders, 2017. p. 2500-2561.

GIBERT, S.; RAGETLY, G. R.; BOUDRIEAU, R. Locking compression plate stabilization of 20 distal radial and ulnar fractures in toy and miniature breed dogs. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology: V.C.O.T**, v. 28, n. 06, p. 441–447, 2015.

GOMIDE, P. R. S.; MINTO, B. W. Membro torácico; Fraturas de rádio: In: **Tratado de Ortopedia de Cães e Gatos**. São Paulo: MedVet, 2022.

GUSMÃO, C. V. B. DE; BELANGER, W. D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, p. 299–305, 2009.

HAMILTON, M. H.; LANGLEY HOBBS, S. J. Use of the AO veterinary mini “T”-plate for stabilisation of distal radius and ulna fractures in toy breed dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 18, n. 01, p. 18–25, 2005.

HOTTMANN, N. M. et al. Biomechanical Comparison of Two Locking Plate Constructs for the Stabilization of Feline Tibial Fractures. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 33, n. 02, p. 089–095, 13 dez. 2019.

HUISKES, R.; VAN RIETBERGEN, B. Biomechanics of bone. In: MOW, V.C.; HUISKES, R. **Basic orthopaedic biomechanics and mechanobiology**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. Cap.4, p.123-180.

HULSE, D.; HYMAN, B. Fracture biology and biomechanics. In: SLATTER, D. **Textbook of small animal surgery**. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 2003. chap.126, p.1785-1792.

HUNT, J. M. et al. The complications of diaphyseal fractures in dogs: a review of 100 cases. **Journal of Small Animal Practice**, v. 21, n. 2, p. 103–119, fev. 1980.

JAEGER, G. H., WOSAR, M. A. **External skeletal fixation**. In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary surgery: small animal expert consult-E-book**. Elsevier Health Sciences, 2017.

JOHNSON, A. L.; KNELLER, S. K.; WEIGEL, R. M. Radial and Tibial Fracture Repair with External Skeletal Fixation: Effects of Fracture Type, Reduction, and Complications on Healing. **Veterinary Surgery**, v. 18, n. 5, p. 367–372, set. 1989.

JOHNSTON, S. A et al.; DIRSKO, J.F. VON PFEIL; DÉJARDIN, L. M.; WEH, M.; ROE, S. **Internal Fracture.** In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery Small Animal.** 2 ed, Missouri: Elsevier Saunders, 2017. p.576-607.

LARSEN, L.; ROUSH, J.; MCLAUGHLIN, R. Bone plate fixation of distal radius and ulna fractures in small- and miniature-breed dogs. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 35, n. 3, p. 243–250, maio 1999.

LEWIS, D. et al. Initial Clinical Experience with the IMEX™ Circular External Skeletal Fixation System. v. 12, n. 03, p. 108–117, 1 jan. 1999.

MASON, D. R. et al. In vitro force mapping of normal canine humeroradial and humeroulnar joints. **American Journal of Veterinary Research**, v. 66, n. 1, p. 132–135, jan. 2005.

MILLER, D. L.; GOSWAMI, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1049–1062, dez. 2007.

MORENO, M. R., ZAMBRANO, S., DÉJARDIN, L., SUANDERS, W. B. **Bone Biomechanics and Fracture Biology.** In: JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary surgery: small animal expert consult-E-book.** Elsevier Health Sciences, 2017.

MUIR, P. Distal antebrachial fractures in toy-breed dogs. **Compendium on continuing education for the practicing veterinarian**, v. 19, n. 2, p. 137-145, 1997.

IIINOMI, M. et al. Biomedical titanium alloys with Young's moduli close to that of cortical bone. **Regenerative biomaterials**, v. 3, n. 3, p. 173–185, 2016.

PENNEN, S. M et al.. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP): scientific background, design and application. **Injury**, v. 22, p. 1-2, 1991.

PERREN, S. M.; Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 84, n. 8, p. 1093-1110, 2002.

PIRAS, L. et al. Treatment of fractures of the distal radius and ulna in toy breed dogs with circular external skeletal fixation: a retrospective study. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 03, p. 228–235, 2011.

POLO, J. P. Z. **Bone surgery in small animals: resolution of the most frequent fractures**. Servet, p. 79-98, 2015.

POLO, J. P. Z.; RIDES, C. F. **Implantes avanzados en traumatología de animalis de compañía**. Madrid: Acalanthis. 2012. 112p.

PRUBST, C. W. Repairs of fractures of the radius and ulna. **Current Techniques in Small Animal Surgery**. 5th ed. Taylor and Francis Group, Philadelphia, p. 933-942, 2014.

RADASCH, R. M. Biomechanics of bone and fractures. **Veterinary Clinics of North America: small animal practice**, v. 29, n. 5, p. 1045-1082, 1999.

SMITH, Lester J. et al. Increased osteoblast cell density on nanostructured PLGA-coated nanostructured titanium for orthopedic applications. **International journal of nanomedicine**, v. 2, n. 3, p. 493-499, 2007.

SUMNER-SMITH, G., & CAWLEY, A. J. Nonunion of fractures in the dog. **Journal of Small Animal Practice**, v. 11, p. 311-325, 1970.

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

VAUGHAN, L. C. A clinical study of non-union fractures in the dog. **Journal of Small Animal Practice**, v. 5, n. 2, p. 173-177, 1964.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, v. 34, p. B31-42, 2003.

YU, J.; ROOKS, R.; DECAMP, C. E. Improving surgical reduction in radial fractures using a 'dowel' pinning technique in miniature and toy breed dogs. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology: V.C.O.T**, v. 24, n. 01, p. 45–49, 2011.

ZDERO, R., BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: **Finite element analysis**. IntechOpen, 2010.

CAPÍTULO 2

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA POR COMPRESSÃO
AXIAL DE PLACAS “T” EM AÇO E TITÂNIO**

Comparação biomecânica por compressão axial de placas “T” em aço e titânio¹

Rafael B. Rocha², Patrícia R. Correia², Mariana Micheleto², André Luis do Valle de Zoppa¹, Anderson Fernando de Souza² and Fernando De Biasi^{2*}

ABSTRACT.- Rocha R.B., Correia P.R., Micheleto .M., Zoppa A.L.V., Souza A.F., Biasi .F. 2023. **Comparação biomecânica por ensaio destrutivo de compressão axial entre placas em “T” de titânio e de aço cirúrgico** *Pesquisa Veterinária Brasileira* 41:00, 2023. Departamento de Clínica Veterinária, Universidade Estadual de Londrina, Rodovia Celso Garcia Cid PR-445, Km 380, Londrina, PR 86057-970, Brazil E-mail: biasi@uel.br

The objective of this study was to perform a biomechanical test of destructive axial compression on two configurations of steel and titanium plates. 24 specimens of 12 T-shaped locked plates (six steel plates and six titanium plates) were used. The plates were positioned and fixed to the specimens with a space of 15 mm between them (bone defect?). To determine the loads, 12 assemblies were tested until failure. The computed variables were stiffness (N/mm), load at apparent elastic limit (N), displacement at apparent elastic limit (mm), load at peak (N) and displacement at peak (mm). It was possible to observe the bending of all implants studied, partial displacement of screws in all titanium and steel assemblies. Statistically, steel was more resistant to compressive forces than titanium. It was concluded that the destructive axial compression test demonstrated that there is a difference between the metals in the assembly configuration adopted and tests performed in this work.

INDEX TERMS: Axial compression; plate; biomechanics; metal; surgery

O objetivo desse estudo foi realizar um teste biomecânico de compressão axial destrutiva em duas configurações de placas em aço e titânio. Foram utilizados 24 corpos de prova de 12 placas bloqueadas em formato T (seis placas em aço e seis placas em titânio). As placas foram posicionadas e fixadas aos corpos de prova com um espaço de 15 mm entre eles (defeito ósseo?). Para a determinação das cargas, às 12 montagens foram testadas até a falha. As variáveis computadas foram 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). Foi possível observar o encurvamento de todos os implantes estudados, deslocamento parcial de parafusos em todas as montagens de titânio e aço. Estatisticamente, o aço foi mais resistente às forças compressivas do que o titânio. Concluiu-se que o teste de compressão axial destrutivo demonstrou que há diferença entre os metais na configuração de montagem adotada e testes proferidos neste trabalho.

TERMOS DE INDEXAÇÃO: Compressão axial; placa; biomecânica; metal; cirurgia

INTRODUÇÃO

As fraturas em terço distal de rádio e ulna são comuns em cães de pequeno porte e raças *toy* (Piras et al., 2011; Gibert et al., 2015). Essas fraturas apresentam alta incidência nessas raças (Yu et al., 2011).

A falta da estabilidade biomecânica, a inadequada qualidade dos tecidos moles envolventes e as condições anatômicas desfavoráveis na irrigação local são fatores significativos que contribuem para índices elevados de uniões retardadas, não uniões e má-uniões (Gomide & Minto, 2022). Adicionalmente, a escassez de tecido ao redor do rádio aumenta o risco de fraturas expostas, exposição do implante metálico, abertura de suturas e irritação do tecido subcutâneo e da pele (Gomide & Minto, 2022).

Devido às complicações frequentes encontradas em fraturas na extremidade distal do rádio e da ulna de cães de raças miniatura e *toy*, têm surgido recentemente várias abordagens de tratamento adaptadas, sendo as mais comuns são os fixadores lineares e placas ósseas (Prubst, 2014).

Apesar das variações existentes na fixação de fraturas distais em rádio, a placa tem sido um dos métodos mais empregados (Larsen et al. 1999). Valendo destacar que o uso da placa em T, introduzidas na Medicina Veterinária em 1987, é uma excelente técnica para fraturas distais de rádio pois permitem a introdução de dois parafusos distais ao foco da fratura, mesmo o fragmento distal sendo muito pequeno, o que é comum em raças *toy*, diferentemente de uma placa reta convencional que muitas vezes não pode ser acomodada no tipo de fratura citada (Hamilton & Hobbs, 2005).

A popularização da placa óssea promoveu diversas formas desse tipo de implante (Hottmann 2020). Logo, os testes e ensaios biomecânicos são valiosos pois fornecem informações importantes a respeito do implante podendo diminuir a falha da construção durante o período de convalescência pós-operatória (Hottmann, 2020).

Os implantes metálicos como as placas necessitam de certas características para serem usados dentro do tecido animal, para que efeitos adversos não ocorram, entre elas, as principais são a resistência à corrosão, biocompatibilidade, biofuncionalidade, bioadesão e osteointegração (Polo & Rides 2012).

O titânio apresenta 90% da resistência do aço inoxidável além de menor rigidez, contudo é um material com boa biocompatibilidade, mais resistente a infecções em comparação ao aço. Porém, o aço também tem seu papel na confecção de placas ósseas, promovendo maior resistência ao modelamento por ser mais maciço (Decamp 2015; Polo 2015).

Tendo em vista que o aço e o titânio são muito usados na confecção de implantes na medicina veterinária, o objetivo desse trabalho foi realizar a análise biomecânica da rigidez (N/mm), carga (N), deslocamento no limite elástico aparente e na resistência máxima através da compressão axial destrutiva de um modelo de placa bloqueada em formato “T”, em aço e em titânio.

MATERIAL E MÉTODOS

Estudo local e contextualização. A montagem dos corpos de prova e os exames radiográficos foram realizados no Hospital Veterinário da Universidade Estadual de Londrina (HV - UEL). A continuação do estudo ocorreu no setor de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (LOTC - FMVZ - USP).

Coleta de dados. Para a realização do estudo foram utilizadas 12 montagens (seis com placa e parafusos de aço inoxidável e seis com placa e parafusos de titânio). Cada montagem consistiu de dois corpos de prova fixados por uma placa em formato em T¹ possuindo seis orifícios. As placas apresentavam 2,7 mm de espessura e 53 mm de comprimento com cinco orifícios bloqueados. Os parafusos eram da mesma matéria prima da placa, inseridos de modo bicortical com 22 mm de comprimento. Os corpos de prova² eram de espuma rígida de poliuretano com densidade de 30 PCF (0,48 g/cm³) apresentando 95 mm de comprimento por 40 mm de largura por 16 mm de altura e 1 mm de cortical.

As montagens dos corpos de prova foram realizadas em uma superfície plana e com um espaçamento entre os corpos de prova de 15 mm entre eles que simula a falha óssea. Esse

¹ Engevet® - Rua Finlândia 390 - Jardim Vilas Boas - Londrina - PR

² Nacional Ossos® - Rua Targino Grizzo, 220 - Jardim Dr. Luciano - Jaú - SP

³ Bojin ® - jiangchang Road, Jingan District, Shanghai, China

espaçamento foi medido através de um paquímetro digital. Posteriormente a placa foi posicionada e centralizada no espaço entre os corpos de prova e contornada com caneta marcadora para evitar a perda do posicionamento do implante durante sua fixação. As perfurações foram realizadas com perfuratriz elétrica³ e broca de 2 mm com auxílio de componentes de perfuração como guia e *stop* de broca. Após as perfurações, os parafusos foram fixados com auxílio de chave manual (Figura1).

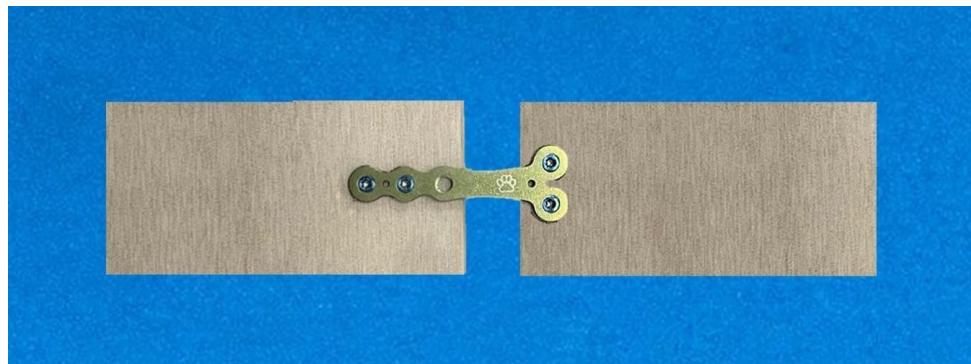


Figura 1. Modelo final de corpo de prova. Com falha segmentar de 15 mm. Apresentando uma placa em "T" de titânio com quatro parafusos de titânio.

As montagens foram radiografadas no Setor de Imagem do Hospital Veterinário (HV) - Universidade Estadual de Londrina (UEL), nas projeções craniocaudal e lateral antes do teste. Para os ensaios biomecânicos foi utilizada a máquina de ensaios universal EMIC®, modelo DL 10000 e célula de carga de 100 kN. Os valores obtidos na máquina eram computadorizados por meio do programa TESC® Versão 3.04. Os corpos de prova foram posicionados em bases metálicas e fixados com polimetilmetacrilato para a realização de teste destrutivo de compressão axial. Após testes-piloto, os valores pré-determinados para os testes destrutivos foram: velocidade de 20 mm/ min, limite de força de 25000N e ponto de colapso de 60%.

Para cada montagem foi realizado um teste biomecânico gerando um diagrama de força versus deslocamento que foram analisados a rigidez (N/mm), carga (N) e deslocamento (mm) no limite elástico aparente e na resistência máxima. O ajuste da curva força versus deslocamento deu-se através de uma regressão polinomial de grau 8. O cálculo da rigidez deu-se por meio do quociente das variações da carga e do deslocamento na região linear da curva. Para que o ponto ideal seja adotado, foram usados valores de coeficiente de determinação (r^2) iguais ou superiores a 0.99.⁴

O limite elástico aparente usado foi o limite Johnson onde esse é definido como o ponto onde a inclinação da tangente à curva força versus deslocamento é 25% menor que a inclinação da reta da rigidez (Souza, 1982). A parte prática do experimento foi finalizada após realização dos testes destrutivos, registrando-se a imagem dos corpos de prova e realizando um exame radiográfico dos mesmos.

Para tabulação estatística a normalidade dos erros foi analisada pelo teste de *Shapiro-Wilk*, a homogeneidade das variâncias pelo teste de Barlett e a independência dos erros pelo teste de *Durbin-Watson*. O qui-quadrado foi usado na avaliação da independência das amostras e o nível de significância considerou-se através de diferenças significativas para valores de "p" menores ou iguais a 0,05.

RESULTADOS

Avaliação macroscópica. Após a finalização dos ensaios foi possível observar o encurvamento de todos os implantes configurando deformidade plástica. Nas construções em titânio ocorreu deslocamento parcial do parafuso no bloco distal nos corpos de prova 2, 3, 4 e 6. E deslocamento parcial do parafuso no bloco proximal nos corpos de prova 1, 2, 3, 4 e 6. Nas construções em aço houve deslocamento parcial dos parafusos no bloco distal nos corpos de prova 3 e 4. Já nos blocos proximais houve deslocamento parcial dos parafusos nos corpos de prova 1, 2, 3, 4, 5 e 6.

Avaliação radiográfica. A realização do exame radiográfico pré-ensaio permitiu confirmar igualdade entre as construções. Nas avaliações pós-ensaio foi possível observar além do arrancamento parcial dos parafusos, já citados acima, dobramento dos mesmos. Nas construções em titânio, os parafusos entortaram no bloco distal (base da placa) dos corpos de prova 2, 3, 4 e 6. Nos blocos proximais (porção reta placa) houve deformação dos parafusos nos corpos de prova 1, 2, 3, 4 e 6. Nas construções em aço houve dobramento dos parafusos no bloco distal em 3 e 4. Já nos blocos proximais, houve dobramento do parafuso nos corpos de prova 1, 2, 3, 4, 5 e 6 (Figura 2).

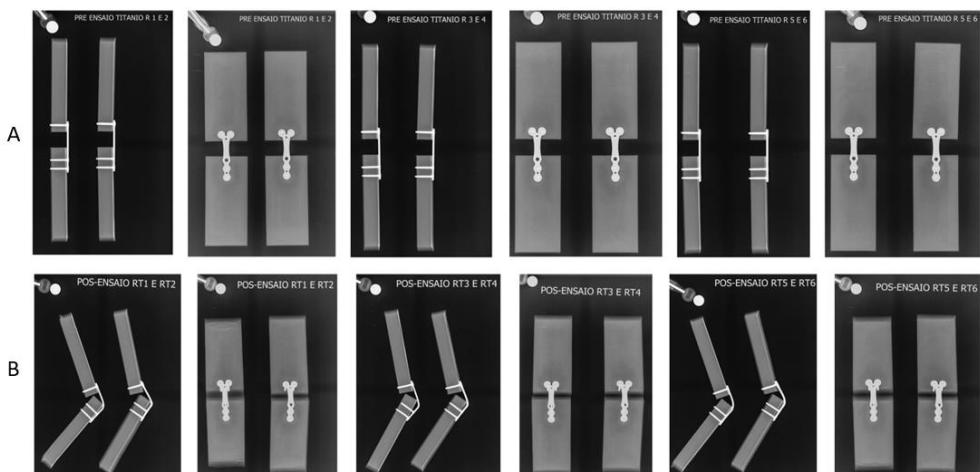


Figura 2. (A) Radiografia pré-ensaio biomecânico. (B) radiografia pós-ensaio biomecânico. Ambos os corpos de prova montados com implante de titânio. Em todas as radiografias foi usado magnificador.

Ensaio Mecânico. Nas análises realizadas houveram algumas diferenças significativas nos grupos testados. A carga no limite elástico (CARGA L/E) aparente houve diferenciação entre o aço e o titânio. Onde o aço apresentou maior média para CARGA L/E onde $p\text{-valor} = 0,0091379$ foi menor que o nível de significância $\alpha = 0,05$. Quando analisada a deformação no limite elástico aparente (DEFORMAÇÃO L/E (m^2) não houveram evidências de diferenciação entre as matérias visto que $p\text{-valor} = 0,81$ é maior que o nível de significância $\alpha = 0,05$ (Figura 3).

Com relação à carga no pico (CARGA NO PICO (N), o $p\text{-valor} = 0,01$ foi menor que o nível de significância $\alpha = 0,05$. Já a deformação no pico apresentou $p\text{-valor} = 0,94$ que foi maior que o nível de significância $\alpha = 0,05$. Na análise da rigidez (RIGIDEZ (N/m^2) como $p\text{-valor} = 0,006$ foi menor que o nível de significância $\alpha = 0,05$ (Figura 3).

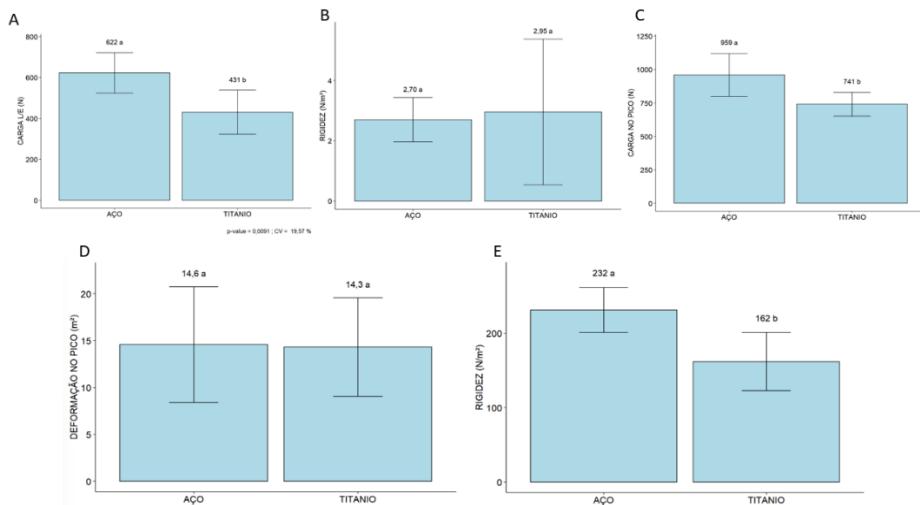


Figura 3 – A - gráfico representativo para carga no limite elástico aparente onde o aço apresenta maior média que o titânio em N. Observar a média do grupo aço (622N) e a média do grupo titânio (431N). B - Gráfico representativo para deformação no limite elástico aparente onde não houve variação significativa entre as médias. Observar a média do grupo aço (2,70 N/m²) e do grupo titânio (2,95 N/m²). C - Gráfico representativo para carga no pico onde o aço teve maior média que o titânio em N. Observar a média do grupo aço (959N) e do grupo titânio (741N). D - Gráfico representativo para deformação no pico onde não houve diferença significativa entre aço e titânio. Observar a média do grupo aço (14,6 mm) e do grupo titânio (14,3 mm). E - Gráfico representativo para rigidez onde o aço teve maior média que o titânio em N. Observar a média do grupo aço (232 N/m²) e do grupo titânio (162 N/m²). (Fonte: arquivo pessoal).

DISCUSSÃO

No presente estudo houveram diferenças significativas entre dois dos testes realizados nas construções confeccionadas. O aço mostrou maior média quando avaliada a carga no limite elástico aparente e apresentou maior média quando avaliada a rigidez do metal. Logo, o aço se mostrou mais resistente em suas montagens que o titânio. Barros et al (2021) encontraram resultados similares para a resistência às forças em implantes metálicos onde foram utilizados 504 micro implantes metálicos sendo 252 de aço e 252 de titânio para ensaio biomecânico de torção e flexão. Os resultados obtidos se assemelharam com o do presente estudo onde no geral o aço teve maior resistência a torção e flexão do que o titânio.

Mugnai et al (2018) realizaram estudo no qual foram avaliadas a resistência de três tipos de matéria prima: aço, titânio e fibra de carbono reforçada. Foram seis amostras para cada tipo de matéria prima. Essas amostras foram submetidas a uma carga de compressão axial com o objetivo de comparar a carga na ruptura e rigidez na flexão, usando-se uma máquina de ensaio universal. Nesse estudo o titânio demonstrou maior resistência às forças exercidas nos testes quando comparado ao aço seguindo de fibra de carbono respectivamente. Resultado esse que difere do encontrado no presente trabalho. As diferenças de formato entre o implante de aço e o de titânio podem ser uma razão pela qual o aço foi menos firme que o titânio. Além disso, a placa de titânio usada por Mugnai et al (2018) possui maior número de parafusos podendo trazer mais resistência ao implante do que o aço e a localização da placa de aço no corpo de prova está em um eixo menos centralizado que as demais.

Beingessner et al (2011) realizaram experimento usando 24 corpos de prova sintéticos dividindo o ensaio em três grupos. Um grupo com titânio e aplicação de parafusos monocorticais, um grupo com aço e aplicação de parafusos monocorticais e um terceiro grupo com aço e aplicação de parafusos bicorticais. Não foi relatado diferença de resistência entre as montagens. Esses resultados diferem dos encontrados no presente estudo onde o aço se mostrou mais resistente perante a força aplicada, com maior rigidez e maior suporte de carga.

Blakely et al (2021) usaram oito amostras de joelhos de cadáveres caninos aplicando duas configurações diferentes. Em um grupo usou-se placa de TPLO em titânio e no outro grupo placa do mesmo tipo em aço. Foram usados membros os quais foram colocados em uma máquina servohidráulica com transdutor de força de 5000 N com o objetivo de medir carga máxima até a falha. Sua hipótese era de que não haveria diferença de carga no ensaio biomecânico entre os grupos. Porém

após o ensaio, constatou-se que houve diferença entre as matérias primas, ao contrário da sua hipótese. O presente trabalho teve resultado similar do ponto de vista de que há diferença entre as amostras, porém o aço apresentou-se mais resistente que o titânio.

Na avaliação macroscópica foi possível observar deslocamento dos parafusos em grande parte dos implantes. Sabe-se que as falhas presentes nas fraturas estão intimamente relacionadas ao tipo de construção envolvendo placa, osso e parafuso. Também se sabe que as placas e parafusos bloqueados fazem com que as forças absorvidas pelo osso sejam transmitidas para as placas devido a ligação entre parafuso e placa através da rosca. O sistema de bloqueio permite que as forças sejam distribuídas de forma igual tornando mais difícil o deslocamento dos parafusos (Cronier et al., 2010). Os resultados obtidos no estudo mostraram deslocamento de parafuso em todas as construções trabalhadas além de dobramento em alguns deles. A maioria desses deslocamentos e dobramentos se deram no corpo de prova distal e pode ter ocorrido devido a alavanca exercida pelo bloco do corpo de prova na placa, desta forma forçando o deslocamento do parafuso e dobrando a placa.

Apesar de ter ocorrido o deslocamento de parafusos, todos se mantiveram fixos em relação a placa. Essa situação corrobora com o trabalho realizado por Gwinner et al (2015) em que testaram 20 montagens sendo um grupo com parafuso bicortical e outro com monocortical. Após os resultados mostraram que as construções com parafusos bicorticais promoveram melhor estabilidade e resistência do que as construções com parafusos monocorticais. Esse estudo corrobora com o presente trabalho em que todas as construções foram realizadas com parafusos bicorticais promovendo estabilidade e evitando o deslocamento total dos parafusos

Para realização do estudo foram utilizados corpos de prova sintéticos para melhor padronização do estudo. Ou seja, torna-se difícil a padronização do estudo com corpos de prova adquiridos por meio do uso de cadáveres. O uso destes modelos sintéticos é justificado pelas vantagens que oferece sobre os ossos reais, incluindo, entre outras, menor variabilidade, mais fácil obtenção, manipulação e preparação das amostras. Adicionalmente, a considerável variação nas tensões observadas em amostras de fêmures cadavéricos implica que a obtenção de uma margem de confiança de 95% requer uma amostra que abrange várias centenas de fêmures (Cristofoline et al., 1996).

O presente trabalho foi realizado com o objetivo de ser um estudo destrutivo. O intuito do estudo destrutivo é verificar a máxima força que os corpos de prova podem suportar em determinada condição de aplicação de força progressiva (Dalmolin et al., 2013). Contudo uma das limitações apresentadas no estudo foi o fato de não ser um estudo cíclico não destrutivo. No estudo não destrutivo haveria a aplicação de forças em diferentes direções, permitindo replicar forças fisiológicas em um mesmo corpo de prova ampliando a diversidade dos resultados (Dalmolin et al., 2013).

CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos no estudo, pode-se afirmar que as placas em T de aço apresentaram maior média de carga em L/E (N), maior média para carga no pico (N) e maior média para rigidez do que as placas de mesma configuração em titânio.

REFERÊNCIAS

- Barros, S. E., Vanz, V., Chiqueto, K., Janson, G., & Ferreira, E. (2021). Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini-implants with different diameters: an experimental laboratory study. *Progress in Orthodontics*, 22(1), 1-9.
- Beingessner, D., Moon, E., Barei, D., & Morshed, S. (2011). 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. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 71(3), 620-624. DOI: 10.1097/TA.0b013e31820337c4
- Bleakley, S., Palmer, R., Miller, N., McGilvray, K., & Tepic, S. (2021). Biomechanical Comparison of Tibial Plateau Leveling Osteotomy Performed with a Novel Titanium Alloy Locking Plate Construct vs. an Established Stainless-Steel Locking Plate Construct. *Frontiers in Veterinary Science*, 8, 698159.
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., & Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of biomechanics*, 29(4), 525-535.
- Cronier, P., Pietu, G., Dujardin, C., Bigorre, N., Duccellier, F., & Gerard, R. (2010). The concept of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96(4), S17-S36. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.03.008>
- Dalmolin, F., Pinto Filho, S. T. L., Cortes, A. M., Brun, M. V., Cauduro, C. R., & Schossler, J. E. W. (2013). Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos: fundamentos teóricos. *Ciência Rural*, 43, 1675-1682.
- DeCamp, C. E. (2015). *Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair*. Elsevier Health Sciences.
- Gibert, S., Ragetly, G. R., & Boudrieau, R. J. (2015). Locking compression plate stabilization of 20 distal radial and ulnar fractures in toy and miniature breed dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 28(06), 441-447.
- Gomide, P. R. S & Minto, B. W. 2022. Fratura de rádio, p. -. In: Minto B. W & Dias L. G. G. Tratado de ortopedia de cães e gatos. 1^a ed. MedVet. São Paulo.
- Gwinner, C., Märdian, S., Dröge, T., Schulze, M., Raschke, M. J., & Stange, R. (2015). Bicortical screw fixation provides superior biomechanical stability but devastating failure modes in periprosthetic femur fracture care using locking plates. *International orthopaedics*, 39, 1749-1755.
- Hamilton, M. H., & Hobbs, S. L. (2005). Use of the AO veterinary mini 'T'-plate for stabilisation of distal radius and ulna fractures in toy breed dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 18(01), 18-25. DOI: 10.1055/s-0038-1632921
- Hottmann, N. M., Johnson, M. D., Banks, S. A., Tuyn, D., & Lewis, D. D. (2020). Biomechanical comparison of two locking plate constructs for the stabilization of feline tibial fractures. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 33(02), 089-095. DOI: 10.1055/s-0039-3399572
- Larsen, L. J., Roush, J. K., & McLaughlin, R. M. (1999). Bone plate fixation of distal radius and ulna fractures in small-and miniature-breed dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 35(3), 243-250. <https://doi.org/10.5326/15473317-35-3-243>
- Mugnai, R., Tarallo, L., Capra, F., & Catani, F. (2018). Biomechanical comparison between stainless steel, titanium and carbon-fiber reinforced polyetheretherketone volar locking plates for distal radius fractures. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 104(6), 877-882. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.05.002>
- Piras, L., Cappellari, F., Peirone, B., & Ferretti, A. (2011). Treatment of fractures of the distal radius and ulna in toy breed dogs with circular external skeletal fixation: a retrospective study. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 24(03), 228-235.

- Polo, J. P. Z.; Rides, C. F. *Implantes avanzados en traumatología de animales de compañía*. Madrid: Acalanthis. 2012. 112p.
- Polo, J. P. Z. 2015. In: *Osteosynthesis systems and biomechanics – Plates*, p.79-98. In: Polo J.P.Z. In: *Bone surgery in small animals: resolution of the most frequent fractures*. Asis Biomedia, S. L. Zaragoza.
- Prubst, C. W. 2014. In: *Repair of Fractures of the Radius and Ulna*, p.933-943. In: Bojrab M.J, Waldron D. & Troombs J.P. In: *Current techniques in small animal surgery*. 5th ed Taylor and Francis Grup, Philadelphia.
- Yu, J., DeCamp, C. E., & Rooks, R. (2011). Improving surgical reduction in radial fractures using a 'dowel'pinning technique in miniature and toy breed dogs. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 24(01), 45-49.