

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**DESENVOLVIMENTO E PROPRIEDADES MECÂNICAS
DE PLACA ÓSSEA BLOQUEADA EM FORMATO DE T**

LUCIANE DOS REIS MESQUITA

Botucatu – SP

2015

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**DESENVOLVIMENTO E PROPRIEDADES MECÂNICAS
DE PLACA ÓSSEA BLOQUEADA EM FORMATO DE T**

LUCIANE DOS REIS MESQUITA

Tese apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Animal para a obtenção do título de Doutora.

Orientadora: Profa. Titular Sheila Canevese Rahal

Botucatu – SP

2015

LUCIANE DOS REIS MESQUITA

**Desenvolvimento e propriedades mecânicas de placa óssea bloqueada
em formato de T**

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof^a. Titular Dr^a. Sheila Canevese Rahal

Presidente e Orientadora

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária

FMVZ – UNESP – BOTUCATU

Prof^a. Titular Cláudia Valéria Seullner Brandão

Membro

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária

FMVZ – UNESP – BOTUCATU

Prof. Titular Maria Jaqueline Mamprim

Membro

Departamento de Reprodução Animal e Radiologia Veterinária

FMVZ – UNESP – BOTUCATU

Prof. Dr. Fernando De Biasi

Membro

Departamento de Clínicas Veterinárias

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA

Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto

Membro

Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária

FCAV – UNESP – JABOTICABAL

Botucatu, 03 de julho de 2015.

Dedicatória

Aos meus pais, Antônio e Rosângela,

DEDICO.

*“Uma teoria é algo que ninguém acredita,
exceto o seu autor.
Um experimento é algo que todo mundo acredita,
exceto seu autor”.*
(Atribuído à Academia Nacional de Ciências, Washington – DC)

Agradecimentos

À Deus, em primeiro lugar, a Ele quem agradeço toda a força e sustento para chegar a este momento. Mais uma vez, Ele segurou as minhas mãos e permitiu que eu realizasse mais um sonho profissional e não deixou que desistisse nos momentos de fraqueza.

Pai e mãe, Antônio e Rosângela, obrigada por me apoiarem na decisão de prosseguir na carreira acadêmica. Mesmo sem terem tido a oportunidade de estudarem, compreenderam o quão isso era importante para minha pessoa e me encorajaram a seguir em frente. Ao William, meu irmão, e sua esposa Jaqueline que não mensuraram esforços em me apoiar, me visitar e ainda arrumar uma filha de quatro patas, a Akira, para eu me descabelar em cuidados Médicos Veterinários.

Entretanto, nada disso seria possível sem a competência e profissionalismo da Professora Sheila Canevese Rahal. Agradeço imensamente a oportunidade e confiança que a mim depositaste. Mesmo sem me conhecer aceitou a orientação do meu doutorado e possibilitou-me uma oportunidade que sempre fora um sonho e enfim está realizando. Nunca terei palavras para agradecer tudo o que me proporcionaste.

Agradeço a empresa Biomecânica Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos e ao Laboratório de Ensaios Mecânicos e Metalográficos, em especial nos nomes de Carlos Beato, Camilo Mesquita, Leonardo e Fabrício pela ajuda na confecção dos implantes ortopédicos e realização dos ensaios mecânicos.

Agradeço aos membros da banca (Cláudia Valéria Seullner Brandão, Maria Jaqueline Mamprim, Fernando De Biasi, Bruno Watanabe Minto, José Joaquim Tilton Ranzani, Luís Gustavo Gosuen e André Luís Selmi) pela ajuda de grande valia tanto durante o meu processo de formação durante o programa de pós-graduação, quanto por dedicarem parte do seu tempo para contribuir com este trabalho.

Agradeço aos professores Maria Jaqueline Mamprim, Carlos Roberto Teixeira, Cláudia Valéria Seullner Brandão, José Joaquim Tilton Ranzani e Juliany Gomes Quitzam pela confiança e permissão de trabalhos conjuntos.

Obrigada à Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP de Botucatu pela oportunidade de cursar o Doutorado. À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

Não poderia deixar de mencionar os amigos. Ao Guilherme pela amizade verdadeira e companhia, pelos conselhos nos momentos de fraqueza e por mais uma vez fazer parte de uma jornada importante em minha vida; obrigada pelas risadas e choros e principalmente pelo ombro amigo.

Ao Washington, o qual é aquele cara em que se pode contar a toda hora e que além da nossa relação profissional, nasceu uma amizade que levarei por toda vida e muito obrigada pelas risadas e conselhos fundamentais. Lídia obrigada por encarar as minhas loucuras e por se preocupar sempre com meu bem-estar. Maíra e Ramiro, meu casal favorito obrigada pela amizade e forçarem-me a sair de minha zona de conforto.

Victor por confiar em meu profissionalismo, aumentar minha auto-estima e também se tornar aquele amigo ponta firme para todos os momentos. Flávia e Emerson por estarem sempre presente, seja na academia, no trabalho ou me levando doces quando estou triste, vocês também fazem parte desta vitória.

Felipe obrigada por me aturar e ensinar a trabalhar com a plataforma de pressão, por tentar me ensinar cinemática e estatística e que juntamente com a Isabella confiaram na minha capacidade de Médica Veterinária para estar ajudando-os dentro do possível no Hospital Veterinário. Ao Rogério pelos inúmeros artigos e livros.

Não esquecendo dos grandes amigos de Lavras: Rodrigo (Guigo) que vive me seguindo e veio parar em Botucatu e assim me proporcionar grandes momentos de risadas; e ao Fernando Kawamoto por nunca me abandonar, mesmo naqueles dias em que tudo parece dar errado é o amigo sincero de sempre. A Carol que é minha médica favorita por ter se tornado uma grande amiga.

Agradeço a toda a Equipe do Hospital Veterinário Botucatu pela amizade e ensinamentos. Também estendo este agradecimento a Janaína e a Equipe do Vila Chico.

Sumário

	LISTA DE TABELAS.....	I
	LISTA DE FIGURAS.....	II
	LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	IV
	Resumo	V
	Abstract	VI
1	Introdução	1
2	Revisão da literatura	4
	2.1 Anatomia do rádio.....	5
	2.2 Fraturas e osteotomias do rádio/ulna.....	6
	2.3 Ensaio mecânicos e propriedades mecânicas.....	11
3	Objetivos	17
4	Material e métodos	19
	4.1 Desenvolvimento da placa em T.....	20
	4.2 Corpos de prova.....	24
	4.3 Montagens das construções.....	25
	4.4 Exames radiográficos.....	27
	4.5 Ensaio biomecânicos.....	27
	4.5.1 Ensaio estáticos.....	27
	4.5.2 Ensaio de fadiga.....	29
5	Resultados	32
	5.1 Exame radiográfico.....	33
	5.2 Ensaio estáticos.....	33
	5.3 Ensaio de fadiga.....	36
6	Discussão	42
7	Conclusões	47
8	Referências	49
	Anexos	56

Lista de tabelas

Tabela 1	Força máxima e Momento da força máxima obtidos da placa em T bloqueada obtidos nos testes de compressão axial estáticos.....	34
Tabela 2	Força máxima e Momento máximo da força da placa em T bloqueada obtidos nos testes de flexão engastada estáticos.....	34
Tabela 3	Variáveis avaliadas no ensaio de compressão axial em fadiga de uma placa em T.....	37
Tabela 4	Variáveis analisadas no ensaio de flexão engastada em fadiga de uma placa em T.....	39

Lista de figuras

Figura 1	Imagem tomográfica do rádio de cão da raça Maltês (a). As linhas tracejadas branca e vermelha correspondem às regiões demonstradas nas imagens b (mensuração craniocaudal da diáfise do rádio) e c (mensuração craniocaudal da epífise distal rádio).....	21
Figura 2	Desenho da placa em T, com 35 mm de comprimento e seis orifícios para parafusos de 2,7 mm de diâmetro. Observe o formato do orifício bloqueado (seta amarela) e do orifício DCP (seta verde). A seta vermelha mostra a chanfradura na cabeça da placa.....	22
Figura 3	Aspecto final do desenho da placa em T com seus respectivos parafusos, em duas perspectivas (a e b). Note a porção afunilada na extremidade proximal da haste da placa (círculo vermelho).....	22
Figura 4	Parafusos ósseos de 2,7 mm diâmetro, confeccionado em liga de titânio com revestimento anódico na cor azul. Observe os parafusos de cabeça bloqueada (seta amarela) nos comprimentos de 12 mm e 10 mm, e o parafuso tradicional com 10 mm de comprimento (seta vermelha). As setas verdes demonstram as pontas dos parafusos, que foram configurados para serem auto-rosqueantes.....	23
Figura 5	Placa óssea em formato de T, após a confecção em liga de titânio com revestimento anódico. Vista dorsal da placa óssea (a). Vista dorsolateral da placa óssea, na qual é possível observar alguns orifícios com interior rosqueado e um com seu interior liso (b).....	24
Figura 6	Corpo de prova sintético simulando osso córtico-esponjoso. Valores de largura e comprimento na vista cranial (a). Vista lateral mostrando as espessuras da cortical e esponjoso (b).....	25
Figura 7	Corpos de prova posicionados de forma a mimetizar uma falha óssea segmentar de 2 mm.....	25
Figura 8	Aspecto final da placa em T aplicada nos corpos de prova, com falha segmentar de 2 mm (a). Seta verde mostrando a cabeça da placa, que recebeu parafusos de 12 mm de comprimento, e seta amarela indicando a haste da placa que recebeu parafusos com 10 mm de comprimento (b).....	26
Figura 9	Ilustração esquemática do ensaio estático de compressão, cuja carga foi de 10000 N. L = distância entre o centro da aplicação da força e o centro da placa. H = distância entre os roletes aplicadores da carga.....	28
Figura 10	Ensaio estático de flexão engastada. Observar o rolete com a célula de carga posicionada no corpo de prova imediato à porção distal da cabeça da placa. L = braço de alavanca utilizado para o cálculo do momento fletor.....	29

Figura 11	Ensaio de fadiga em compressão axial. Notar a fixação do corpo de prova.....	31
Figura 12	Ensaio de flexão engastada em fadiga. Observar o rolete cranial à porção distal da cabeça da placa.....	31
Figura 13	Curva força-deslocamento do ensaio estático de compressão axial de uma placa em T.....	35
Figura 14	Curva força-deslocamento do ensaio estático de flexão engastada de uma placa em T.....	35
Figura 15	Curva obtida no ensaio de compressão axial em fadiga de uma placa em T.....	38
Figura 16	Curva obtida no ensaio de flexão engastada em fadiga de uma placa em T.....	38
Figura 17	Montagens que falharam no ensaio compressão axial ao término do teste. Observe a soldura dos parafusos do corpo de prova na extremidade proximal da haste nas montagens CP1 e CP2. Já nas montagens CP2, CP5 e CP7, foi possível observar a soldura dos parafusos da extremidade proximal da haste juntamente com os da cabeça da placa.....	40
Figura 18	Montagens que falharam no ensaio de flexão engastada devido à quebra do corpo de prova, com exceção da CP7 que apresentou soldura em bloco dos parafusos somente ao término do teste.....	41
Figura 19	Imagens radiográficas demonstrando linhas de fratura (seta amarela) em dois corpos de prova (CP2 e CP4), que não foram evidentes à observação macroscópica após o ensaio de flexão engastada.....	41

Lista de abreviaturas e siglas

AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
CEUA	Comitê de Ética no Uso de Animais
CEVAM	Laboratório de Análises de Movimentos
cm	Centímetros
DCAV	Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária
DCP	<i>Dynamic compression plate</i>
DP	Desvio padrão
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Hz	Hertz
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma-força
INMETRO	Instituto de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LC-DCP	<i>Low contact-dynamic compression plate</i>
LEMM	Laboratório de Ensaios Mecânicos e Metalográficos
MIPO	Osteossíntese minimamente invasiva com placa
mm	Milímetros
mm/min	Milímetros por minuto
mm/s	Milímetros por segundo
N	Newton
Nm	Newton-metro
N/s	Newton por segundo
PCF	<i>Pound per cubic foot</i>
SP	São Paulo
UNESP	Universidade Estadual Paulista
VCP	<i>Veterinary cuttable plate</i>
°C	Graus Celsius

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

RESUMO

O objetivo do estudo foi desenvolver uma placa óssea bloqueada em formato de T, com o intuito de ser utilizada em fraturas distais de rádio, e avaliar a resistência da montagem, por meio de ensaios mecânicos. A placa de 2,7 mm foi confeccionada em titânio, contendo eixo com três orifícios para parafusos bloqueados e um orifício para compressão dinâmica, e uma cabeça com dois orifícios para parafusos bloqueados. A cabeça da placa possuía uma chanfradura localizada na porção médio-distal e a extremidade proximal da haste da placa apresentava formato afunilado. Para os ensaios mecânicos foram usados 40 corpos de prova sintéticos em formato de T e 20 placas em T. A placa óssea foi posicionada sobre os corpos de prova, com a falha óssea segmentar de 2 mm localizada entre a cabeça e a haste da placa. Para a determinação das cargas para os ensaios de fadiga, seis montagens foram testadas até a falha, sendo três em flexão engastada e três em compressão. Para o ensaio de fadiga foram utilizadas 14 montagens, sendo sete testadas em compressão axial e sete em flexão engastada. Em ambos os ensaios foram observados valores mais altos, em todas as variáveis avaliadas, na configuração sob carga axial do que na flexão engastada. Além disso, no ensaio em fadiga em compressão axial as montagens suportaram um maior número de ciclos. Foi possível concluir que pelos testes mecânicos, o modelo oferece suficiente estabilidade para resistir as cargas axiais no tratamento de fratura radial distal.

Palavras-chave: Rádio; Fratura; Teste de fadiga; Cão; Implante.

MESQUITA, L.R. Development and mechanical properties of a locking T-plate. Botucatu, 2015. 77f. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

SUMMARY

The aim of this study was to develop a locked T-plate to be used in distal radial fractures and evaluate the mechanical properties. A titanium 2.7 mm T-plate was designed with a shaft containing three locked screw holes and one dynamic compression hole, and a head with two locked screw holes. The head of the plate had an indentation and shaft had tapered-shaped end. Forty polyurethane blocks having a T-shaped and 20 titanium T-plates were used for mechanical testing. The bone plate was positioned over the polyurethane blocks with 2 mm fracture gap between the head and shaft of the plate. Six bone-plate constructs were tested until failure, three in axial compression and three in cantilever bending, to determine the loads for fatigue testing. Fourteen bone-plate constructs were tested for failure in fatigue, seven in axial compression and seven in cantilever bending. Fatigue failure was defined as polyurethane block breakage or pullout of the screws in the polyurethane block. Tests were discontinued after one million cycles if the construct had not already failed. In both static and fatigue testing, higher values of axial compression test than cantilever bending test were observed for all variables. Moreover, the constructs under fatigue axial compression test supported a larger number of cycles to failure. The locking T-plate tested has biomechanical properties that may offer sufficient stability to resist axial loads in the treatment of a distal radius fracture.

Key words: Radius; Fracture; Fatigue testing; Dog; Implant.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As fraturas combinadas do rádio e ulna são frequentes em cães, em especial as do terço médio e distal (PHILLIPS, 1979; DENNY e BUTTERWORTH, 2000). As fraturas do terço distal são as mais problemáticas, devido à alta incidência de união retardada e não-união, particularmente nos cães das raças “toy” e miniatura (SUMNER-SMITH e CAWLEY, 1970; DENNY e BUTTERWORTH, 2000). São fatores contribuintes para isso, o pequeno tamanho dos cães que dificulta a imobilização das fraturas; o potencial de lesão iatrogênica ao osso e tecidos moles; o pobre suprimento sanguíneo intraósseo, devido a quase inexistência do canal intramedular; além de um suprimento extra ósseo não extenso (WELCH et al., 1997; DENNY e BUTTERWORTH, 2000; BOUDRIEAU, 2003; MILOVANCEV e RALPHS, 2004; BRIANZA et al., 2009).

Entre os métodos de imobilização podem ser citados as talas ou moldes, o fixador esquelético externo simples ou circular, e as placas ósseas (HARASEN 2003; MILOVANCEV e RALPHS, 2004; PROBST, 2014). Os primeiros são contraindicados nas fraturas do terço distal, em virtude do alto índice de complicações (MILOVANCEV e RALPHS, 2004; DENNY e BUTTERWORTH, 2000). Nessas condições, as fraturas são sujeitas às forças de cisalhamento, as quais aumentam a probabilidade de não-união (SUMNER-SMITH e CAWLEY, 1970). Os fixadores simples podem ser usados, porém a aplicação de dois pinos muitas vezes torna-se difícil pelo pequeno comprimento da extremidade distal (EGGER, 1990; DENNY e BUTTERWORTH, 2000; McCARTNEY et al, 2010; PIERMATTEI et al., 2006). Outra opção, são os fixadores esqueléticos circulares ou híbridos, os quais permitem uma configuração estável do sistema, com no mínimo um anel na parte distal do segmento ósseo (FOX, 2013).

As placas ósseas são ótimos implantes ortopédicos, uma vez que restauram a estabilidade do eixo ósseo fraturado e permitem o retorno precoce da função do membro (STIFLER, 2004; JOHNSON, 2013; PROBST, 2014). Entre as formas e tipos de aplicação de placa para a extremidade distal do rádio/ulna podem ser citados: a aplicação cranial da placa em T, a qual possibilita o uso de dois ou três parafusos em fragmento distal curto; a placa com gancho que permite estabilidade com um parafuso e dois ganchos dirigidos no fragmento distal; a aplicação da placa reta pelo lado medial do rádio, a qual incorpora uma maior quantidade de osso pelo parafuso sem interferir com o tendão extensor, ou o emprego da placa reta na face cranial, ambas dependentes do comprimento do fragmento ósseo distal (BELLAH, 1987; SARDINAS e MONTAVON, 1997; BALFOUR, et al. 2000; DENNY e BUTTERWORTH, 2000; PIERMATTEI et al., 2006; HAMILTON e HOBBS, 2005; HAALAND et al., 2009; ROSE et al., 2009; UHL et al., 2013).

Apesar de as placas em T tradicionais serem consideradas como um dos métodos mais adequados no tratamento de fraturas distais do rádio/ulna, em especial para os cães de porte pequeno (HAMILTON e HOBBS, 2005), as mudanças atuais nos princípios do tratamento de fraturas propiciam o desenvolvimento de placas com sistemas bloqueados. Além das vantagens biológicas, tais como a maior preservação do suprimento sanguíneo e a fixação elástica flexível que favorece a formação de calo ósseo, o bloqueio do parafuso na placa assegura a estabilidade angular e axial (WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007). Contudo, vários parâmetros podem interferir no comportamento mecânico da montagem (MILLER e GOSWAMI, 2007). Sendo assim, o presente estudo visa avaliar, por meio de testes biomecânicos, a resistência de configuração de placa óssea em formato de T, com presença de orifícios bloqueados aliados a um de compressão dinâmica. A hipótese é que a resistência em fadiga apresenta variação de acordo com a força envolvida.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 *Anatomia do rádio*

O antebraço dos animais compreende dois ossos longos pareados, o rádio e a ulna, sendo o rádio o principal osso do suporte de peso (MILOVANCEV e RALPHS, 2004; FOX, 2013). Adjacente aos dois ossos, há as articulações úmero-rádio-ulnar e rádio cárpica (FOX, 2013). A cabeça do rádio é côncava e oval e articula com o úmero (NUNAMAKER, 1985). Na porção caudal o rádio articula com a ulna por meio da incisura radial, e apesar de a ulna estar proximal a ele, não há uma união óssea e sim tecidos moles que mantêm esta junção (DONE et al., 2010; FOX, 2013). Segundo Nunamaker (1985), a diáfise do rádio tem formato uniforme, levemente curvada e achatada craniocaudalmente. Na porção distal a metáfise alarga e entra na epífise distal, que tem superfície articular côncava. O processo estilóide serve como união para o ligamento colateral radial distal, o qual proporciona uma estabilidade medial do carpo (NUNAMAKER, 1985; MILOVANCEV e RALPHS, 2004).

No tecido mole, o rádio ainda possui o ligamento anular, o qual se insere da cabeça do rádio até a ulna (DONE et al., 2010). Os tendões dos músculos bíceps e braquial também possuem uma porção que se insere no rádio (FOX, 2013). Há uma membrana inter-óssea entre rádio e ulna e na parte distal há o ligamento radioulnar (POPESKO, 2011). Entre o rádio e a ulna, há músculos originários deste local, como o pronador quadrado, o flexor digital profundo e o abductor longo do polegar (FOX, 2013). Os dois terços distais do antebraço não

são cobertos por qualquer musculatura significativa (MILOVANCEV e RALPHS, 2004).

Em um estudo da anatomia vascular do rádio, efetuado por Welch et al. (1997), em 12 pares de membros caninos, foi observado que o suprimento intra-ósseo surgia da artéria nutriente com seus ramos associados e artérias metafisárias. No caso dos cães de raça pequena havia uma densidade vascular diminuída, a qual correspondia a região associada com pobre prognóstico para consolidação de fratura.

Garofolo e Pozzi (2013) avaliaram o suprimento sanguíneo extra-ósseo do aspecto cranial do rádio canino (36 membros de cadáveres entre 25 e 35 Kg), bem como compararam os efeitos da osteossíntese minimamente invasiva (MIPO) e técnica aberta na preservação da irrigação. Foi injetado látex azul e tinta da Índia para que pudesse ser efetuada a microdissecação. A topografia vascular no aspecto cranial do rádio consistiu de uma rede complexa de vasos periosteais originários das artérias mediana, radial, inter-ósseas caudal e cranial. A MIPO rompeu menos a vascularização do periósteo do que a técnica aberta.

2.2 Fraturas e osteotomias do rádio/ulna

As fraturas do rádio e ulna são comuns dentro da rotina prática do ortopedista veterinário de pequenos animais (PROBST, 2014), correspondendo em torno de 18% dos casos (BOUDRIEAU, 2003). Contudo, em fraturas que acometem o terço distal da diáfise é possível observar uma fratura única, ou seja, a fratura do rádio sem envolvimento da ulna (PIERMATTEI et al., 2006). Geralmente, as fraturas estão associadas ao atropelamento por veículos automotivos, embora em cães das raças miniatura ou “toy” estarem também relacionadas à queda de alturas elevadas ou aos saltos (PIERMATTEI et al., 2006; PROBST, 2014).

As complicações no tratamento de fraturas do rádio/ulna são altas, quando comparadas aos outros ossos longos, incluindo união retardada, não-

união, rigidez articular e deformidades no crescimento (PIERMATTEI et al., 2006; PROBST, 2014). Segundo Boudrieau (2003), isso se deve ao limitado suprimento sanguíneo, o qual parece ser menor ainda em cães de raças miniatura e “toy”. Já Fox (2013) também acrescentou que essas raças tem uma densidade vascular diminuída na junção distal da metáfise e diáfise do rádio, quando comparados às raças de porte maior.

Com relação ao tratamento de fraturas distais do rádio/ulna, tem sido relatado a coaptação externa, a utilização de implantes como placas e parafusos ósseos, e os fixadores esqueléticos externos (circular, linear ou híbrido), entre outros (FOX, 2013; PROBST, 2014). O uso de coaptação externa não é o método mais indicado ao se tratar cães de pequeno porte, devido as altas taxas de união retardada ou não-união (PROBST, 2014) observadas em aproximadamente 75% dos casos tratados desta maneira (PIERMATTEI et al., 2006). O tratamento cirúrgico é considerado de eleição para essas fraturas, porém não é isento de complicações, tais como a hiperextensão do carpo, o desvio valgo e a rotação do membro (PIERMATTEI et al., 2006).

As fixações internas e externas das fraturas vêm, ao longo dos anos, apresentando evolução considerável em termos de implantes ortopédicos e procedimento cirúrgico, tanto na Medicina Humana como na Medicina Veterinária (STIFLER, 2004). A fixação intramedular e as placas evoluíram em seus desenhos, configurações e possibilidades de aplicação (STIFLER, 2004; ULIAN et al., 2008).

Os pinos intramedulares e fios de aço não são implantes recomendados para o uso em fraturas do rádio em pequenos animais, já que esse osso apresenta cobertura por cartilagem articular em ambos os lados e reduzido diâmetro craniocaudal (BOUDRIEAU, 2003; PIERMATTEI et al., 2006). Entretanto, o pino intramedular pode ser utilizado na fratura da ulna, de forma a fortalecer a fixação principal utilizada na fratura do rádio (PIERMATTEI et al., 2006).

A vantagem da utilização de fixadores esqueléticos externos nas fraturas de rádio/ulna refere-se principalmente ao emprego da chamada osteossíntese biológica, desde que seja possível efetuar o acesso cirúrgico ao

foco da fratura de forma minimamente invasiva, preservando o suprimento sanguíneo (PIERMATTEI et al., 2006; FOX, 2013). No entanto, uma das maiores limitações da utilização dos fixadores externos é o tamanho do fragmento do osso fraturado, em particular nas fraturas do terço distal (PIERMATTEI et al., 2006). No intuito de minimizar as complicações de tratamento das fraturas just-articulares, os fixadores esqueléticos circulares ou híbridos são adequados, já que eles permitem uma configuração estável do sistema com no mínimo um anel na parte distal do segmento ósseo (FOX, 2013).

As placas metálicas com parafusos têm sido amplamente indicadas como o método de escolha no tratamento das fraturas distais do rádio/ulna, já que proporciona fixação rígida necessária para a consolidação óssea, ao contrário da coaptação externa com bandagens e talas (PROBST, 2014). Entretanto, há diversos fatores que podem influenciar a estabilidade mecânica da fratura, incluindo o tipo de placa, a distância entre a mesma e o osso; o número, a posição, o comprimento e o modelo dos parafusos (WILLIS et al., 2006). A face cranial do rádio é a porção mais frequentemente utilizada para a colocação da placa em fraturas do terço distal, por ser facilmente acessada, além de larga e levemente encurvada (FOX, 2013). Contudo, há certo grau de morbidade pela dissecação e elevação dos tendões extensores, os quais deslizarão por sobre a placa (PIERMATTEI et al., 2006; FOX, 2013). Uma outra opção seria a aplicação da placa na face medial do rádio (PIERMATTEI et al., 2006), a qual apresenta as mesmas vantagens biomecânicas quando comparadas a face cranial, porém a quantidade óssea é limitada, impedindo seu uso em animais muito pequenos (FOX, 2013). Para uma maior estabilidade do foco da fratura é necessário um mínimo de dois parafusos em cada fragmento, sendo o ideal três (PIERMATTEI et al., 2006).

Dentre os tipos de configuração das placas, podem ser utilizadas placas retas ou em formato de T, porém deve-se levar em consideração o tamanho do fragmento distal para que o mesmo receba o mínimo de dois parafusos para maior estabilidade (PIERMATTEI et al., 2006; FOX, 2013). Há vários modelos de placas, que apresentam diferentes sistemas de fixação e preservação óssea (JOHNSON, 2013).

As placas de compressão dinâmica (DCP) possuem um orifício oblongo angulado e inclinado, que permite a colocação de um parafuso inserido de forma excêntrica deslizando para o centro do orifício, fazendo que o fragmento ósseo daquela porção da placa se desloque em torno de 1 mm em direção ao foco da fratura (JOHNSON, 2013; KOCK, 2014). Por sua vez, a placa de compressão de contato limitado (LC-DCP) consiste em outra modalidade de placa, que apresenta superfície de baixo contato ao osso, com o intuito de preservar os capilares do periósteo, os quais ficarão sob o implante (KOCK, 2014). Atualmente, tem se destacado as placas bloqueadas, que foram desenvolvidas para permitir maior estabilidade do sistema placa-parafuso-osso, além de não necessitarem de íntimo contato com o periósteo, o que, conseqüentemente, preserva o suprimento sanguíneo (JOHNSON, 2013; KOCK, 2014).

Larsen et al. (1999) efetuaram um estudo retrospectivo em 18 cães de porte pequeno e miniatura com fraturas distais do rádio/ulna (n=22), que foram tratadas com placas ósseas (2 mm ou 2,7 mm). Entre os modelos de placas estavam as DCP (n=8), as mini placas (n=3), as retas (n=2), as cortáveis (n= 1), e as em formato T (n=8). Foram observadas complicações em 54% das fraturas. As consideradas graves (quebra da placa, afrouxamento do parafuso com perda do contato da placa) ocorreram em 18% das fraturas e as mais simples (erosão da pele, angulação, osteopenia, condução térmica e sinostose) em 36% delas. Um total de 16 cães (89%) apresentaram retorno da função do membro com sucesso. Segundo os autores, o tamanho da placa precisa ser proporcional ao osso e o ideal é que todos os orifícios dos parafusos sejam preenchidos.

O uso da mini placa em T da AO na estabilização da fratura distal do rádio/ulna foi analisada retrospectivamente, por Hamilton e Hobbs (2005), em 14 cães com peso 3,5 Kg ou inferior. Em 10 cães, a placa foi usada como forma de estabilização primária e em quatro como cirurgia de revisão. Enxerto ósseo esponjoso não foi aplicado. A diminuição da flexão do carpo foi observada em cinco casos, provavelmente devido à combinação de tensão dos tendões extensores situados dorsolateralmente e o tendão flexor situado

caudomedialmente. A reabsorção da ulna foi notada em 10 fraturas de nove cães, possivelmente pela instabilidade da ulna no local da fratura ou estresse de proteção. Em todos os casos, as fraturas do rádio consolidaram. Contudo, o retorno a função foi graduado como excelente em seis casos, bom em quatro e regular em dois.

Balfour et al. (2000) avaliaram retrospectivamente 18 cães que foram submetidos a osteotomia em cunha fechada e fixação com placa em T para a correção de deformidade angular do antebraço. O peso médio dos cães foi de 26 Kg, variando de seis até 52 Kg. A idade média foi de 12 meses. Os locais de osteotomia estavam consolidados entre quatro a 12 semanas (média de oito semanas) de pós-operatório, em 14 cães que retornaram para acompanhamento. A função do membro foi graduada de boa ou excelente em todos os casos. A remoção da placa foi necessária em apenas um cão devido a osteopenia do rádio.

Saikkku-Backstrom et al. (2005) utilizaram placas de polilático biodegradável autorreforçado de forma única ou dupla, juntamente com parafusos metálicos e coaptação externa leve, para a estabilização de fraturas do rádio/ulna em 11 cães de raça “toy”. Sete animais tinham fratura distal e quatro no terço médio da diáfise. Nove cães receberam enxerto ósseo esponjoso. As linhas de fratura radial desapareceram dentro de quatro a 14 semanas em 10 cães, porém em um ocorreu falha. Não foi observada reação de corpo estranho pela degradação do implante, que não foi mais palpável após dois anos do procedimento. Um cão teve fratura através do orifício do parafuso com um ano da aplicação. Segundo os autores, esses implantes podem ser uma alternativa as placas metálicas, porém não são tão fortes quando usados como uma única placa.

A placa de compressão bloqueada foi usada por Haaland et al. (2009) em fraturas de 47 cães, das quais 14 foram no rádio e ulna. Dessas quatro foram em cães miniaturas distais do rádio e foram tratadas na forma de ponte, mantendo-se um orifício sem preenchimento no foco de fratura. No estudo de Haaland et al. (2009) demonstrou que animais de pequeno porte com fraturas

simples em rádio e ulna tratados com placas bloqueadas apresentaram uma consolidação óssea mais rápida que os de grande porte.

2.3 Ensaios mecânicos e propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas dos ossos têm sido de grande interesse, tanto aos clínicos quanto aos engenheiros, para a avaliação *in vitro* da relação implante-osso (ZDERO e BOUGHERARA, 2010). O osso é considerado anisotrópico (TURNER e BURR, 1993; HULSE e HYMAN, 2003), ou seja, as propriedades mecânicas não são iguais em todas as direções (CORDEY, 2000) e viscoelástico (TURNER e BURR, 1993; CROSS, 2013), sendo a resistência e a rigidez relacionadas com a direção da carga, que são maiores quando essa é paralela a orientação dos ósteons (TURNER e BURR, 1993; HULSE e HYMAN, 2003). A resistência e a rigidez estão de acordo com a lei de Wolff, ou seja, o osso otimiza sua função formando áreas de alta tensão e não de baixa, isso faz com que o formato do osso tenha a maior resistência com a menor massa possível (CROSS, 2013). De maneira mais simplificada, significa que o formato e a sua resistência se adaptam de acordo com a quantidade de carga aplicada ao mesmo (CORDEY, 2000). Assim, o conhecimento das propriedades mecânicas de um osso é essencial para a escolha adequada do melhor método de fixação para uma fratura (DALABRIDA et al., 2005; DALMOLIN et al., 2013). Além disso, faz-se necessária a compreensão da atuação muscular, forças fisiológicas, reação da estrutura óssea ao implante e forma de remodelação (DALMOLIN et al., 2013).

Os testes biomecânicos *in vitro* são importantes mecanismos de análise pré-clínica (ZDERO e BOUGHERARA, 2010). Os resultados permitem melhorar a configuração do implante, além de evitar a introdução de produtos sem eficácia comprovada (ALVES et al., 2010; ZDERO e BOUGHERARA, 2010). Nas fraturas, os testes biomecânicos permitem avaliar a eficiência da fixação óssea e a capacidade de resistir às forças atuantes em determinada fratura (DALABRIDA et al., 2005). Para tanto, são utilizados equipamentos

desenvolvidos especificamente para esse tipo de avaliação e sistemas computacionais com “softwares” para decodificação dos dados (TURNER e BURR, 1993; ZDERO e BOUGHERARA, 2010). Os testes são realizados avaliando as forças de forma isolada, por exemplo, flexão, compressão e rotação; contudo, as forças atuam sempre de forma conjunta por sobre o esqueleto (CORDEY, 2000).

Quando se aplica determinada força externa, os ossos tendem a se deformar (DALCIN, 2007; GUIMARÃES JÚNIOR, 2008; DALMOLIN et al., 2013). A resistência é, portanto, uma medida das forças aplicadas ao material (ZDERO e BOUGHERARA, 2010). A força causa a aceleração de um corpo em movimento e ao pará-la, a deformação desse corpo é observada (CORDEY, 2000). A força obtida durante os ensaios é definida como a variável cujo valor é suficiente para promover o deslocamento do objeto a ser avaliado (ZDERO e BOUGHERARA, 2010; CROSS, 2013). A deformação pode apresentar comportamento elástico (deformação reversível) e comportamento plástico (deformação permanente) (TURNER e BURR, 1993; DALCIN, 2007; GUIMARÃES JÚNIOR, 2008), sendo o momento em que o objeto não é mais capaz de reverter a forma original chamado de ponto de quiescência (TURNER e BURR, 1993; HULSE e HYMAN, 2003). A carga atingida no momento em que se inicia a deformação plástica é denominada carga de rendimento (HAUG et al., 2002). A rigidez é o quanto uma amostra é capaz de suportar antes de se deformar permanentemente (TURNER e BURR, 1993; HAUG et al., 2002; ZDERO e BOUGHERARA, 2010), sendo avaliada por meio da relação entre a tensão aplicada e a deformação elástica (DALCIN, 2007; GUIMARÃES JÚNIOR, 2008; CROSS, 2013).

A estrutura esquelética possui como função sustentar as cargas aplicadas durante o movimento fisiológico (CORDEY, 2000). Sobre o osso atuam forças fisiológicas (sustentação da massa corpórea, contração muscular e atividades físicas) e não fisiológicas (acidentes automobilísticos, lesões por armas de fogo e quedas) (CULLEN et al., 2001; HULSE e HYMAN, 2003). Essas forças de forma exacerbada podem provocar a fratura óssea (TURNER; BURR, 1993; HULSE e HYMAN, 2003; CROSS, 2013). As forças compressivas atuam

ao longo do eixo longitudinal do osso e estão relacionadas com a massa corpórea e uso do membro (HULSE e HYMAN, 2003; STIFLER, 2004; DALMOLIN et al., 2013), e tendem a promover o encurtamento da estrutura que a recebeu (TURNER; BURR, 1993). A flexão é o efeito da força aplicada perpendicularmente ao eixo de uma estrutura (CORDEY, 2000). As forças de flexão conduzem ao encurvamento (DALMOLIN et al., 2013), ou seja, causam compressão em um lado da fratura e tração no lado oposto (STIFLER, 2004; CROSS, 2013). Essa última é considerada a mais importante biomecanicamente (CORDEY, 2000; DALMOLIN et al., 2013). Quando o osso recebe cargas de forma repetida, tem-se a chamada fadiga (TURNER e BURR, 1993).

Segundo Cordey (2000), há duas formas de se estudar as forças nos testes biomecânicos: os testes estáticos, os quais analisam o efeito da força com relação à deformação; e os testes dinâmicos, os quais avaliam o efeito da força na aceleração e movimento conhecidos. Para a realização dos ensaios podem ser utilizados ossos obtidos de cadáveres, seja humano ou animal, ou um material similar (ZDERO e BOUGHERARA, 2010). Segundo Gordon et al. (2010), a utilização de ossos provenientes de cadáveres caninos permite uma situação mais próxima da realidade. No entanto, há grande variedade com respeito a porosidade, tamanho, mineralização, idade e geometria (HAMMEL et al., 2006; ALVES et al., 2010). Sendo assim, ossos sintéticos estão sendo cada vez mais usados (ZDERO e BOUGHERARA, 2010), uma vez que é possível eliminar as variações interespecies (GORDON et al., 2010).

Wallace et al. (1992) avaliaram três métodos de fixação da placa em fratura do terço distal do rádio, sob condições de carga axial. Foram utilizados 28 ossos do rádio de 14 cadáveres caninos, com peso de 25 a 30 Kg. Foi desenvolvido um sistema de envasamento para estabilizar a extremidade distal do rádio (disco de alumínio fixado com polimetilmetacrilato). Inicialmente, os ossos intactos foram testados sob condições de carga axial (taxa de deslocamento de 6 mm/s). Foi usado ensaio não destrutivo em movimento craniocaudal e mediolateral, com ou sem restrição de movimento. Na sequência foi efetuada osteotomia transversa de 3 cm da extremidade distal, sendo que cada seis ossos receberam as seguintes montagens: placa 2,7 DCP 7 furos

aplicada medial, placa 3,5 DCP 5 furos aplicada cranial, placa 3,5 em T de 7 furos aplicada cranial. A compressão foi obtida no foco de fratura por pré-estresse da placa e carregamento excêntrico do parafuso. Não houve perda de rigidez axial após a osteotomia e fixação, e não ocorreu diferenças em rigidez axial entre os métodos de fixação. A rigidez mediolateral foi consistentemente maior que a craniocaudal, antes e após a fixação da placa. No teste de falência, a falha ocorreu pela fratura através do primeiro e segundo parafusos mais proximais em cinco de cinco espécimes com orifícios de parafusos craniocaudal. A falha ocorreu por fratura através do parafuso mais proximal em um dos cinco espécimes com orifícios dos parafusos mediolaterais.

Para avaliar a vida em fadiga de placas cortáveis em modelo de fratura do rádio distal, Rose et al. (2009) efetuaram construções usando placas VCP (placa veterinária cortável) 1,5/2,0 e 2,0/2,7 mm, nas seguintes configurações: não empilhada; dois orifícios empilhados centrados sobre a falha da fratura; quatro orifícios empilhados sobre a falha da fratura; totalmente empilhada. As placas foram fixadas em corpos sintéticos de cloreto de polivinil, com falha segmentar de 2mm, e submetidas a compressão por 10 ciclos a 10 Hz ou até a falha a 6-60 N para 1,5/2,0 mm e 10-100 N para a 2,0/2,7 mm. Todas as construções falharam através do orifício do parafuso adjacente a falha. As placas com quatro orifícios empilhados sobre a falha da fratura tiveram propriedades mecânicas comparáveis as montagens totalmente empilhadas.

Gauthier et al. (2011) compararam rádios intactos e com placas (presença de lacuna de 1 mm em osteotomia no terço médio da diáfise), provenientes de ossos de cadáveres de cães de raças pequenas (n=19) e raças grandes (n=9). Foram testados três grupos: placa 3,5 mm de compressão dinâmica de contato limitado (LC-DCP) em cães grandes, placa 2,0 mm de compressão dinâmica (DCP) em cães pequenos, placa 2,0/2,7mm cortáveis (VCP) em cães pequenos. Todas os espécimes foram testados em compressão axial, seguidos de compressão abaxial e torção. Os resultados indicaram que todos os rádios intactos foram significativamente mais rígidos do que os com placa e a mudança de percentagem em rigidez, seguido da aplicação da placa, não diferiu entre os rádios dos cães de raça pequena estabilizados com a VCP

e os de raça grandes estabilizados com LC-DCP, quando em carga de compressão axial e compressão abaxial. Os raios de raça pequena com placa de 2mm DCP foram significativamente menos rígidos do que os outros grupos. Nenhuma diferença foi notada em torção. Segundo os autores, os resultados sugerem que as complicações relacionadas ao uso de placa radial em pequenos animais podem não estar associadas a excessiva rigidez da estabilização da fratura.

Uhl et al. (2013) compararam a placa de reconstrução bloqueada aplicada cranialmente ou medialmente em modelo cadavérico de fratura radial distal. Foram utilizados oito cadáveres de cães de raça grande, em que foi promovido osteotomia radial de 1,5 cm centrado nos dois-terços do comprimento de proximal para distal. As construções foram submetidas à carga cíclica por meio de quatro condições que permitiram o dobramento mediolateral e craniocaudal e as cargas de caminhar e ao trote. A placa medial foi superior a placa cranial em carga cíclica.

Uma placa volar de ângulo fixo foi desenvolvida para fraturas do rádio distal em pacientes humanos, por Osada et al. (2004), para evitar problemas com os tecidos moles devido a aplicação da placa dorsal. A nova placa foi desenhada achatada e alargada distalmente, com uma angulação volar de 19°. Essa placa foi comparada com outros dois modelos de placa volar (placa de rádio distal da AO, placa da *Symmetry*), usando falha segmentar induzida em ossos de cadáveres humanos. Cada espécime recebeu carga com taxa constante de 10 mm/min até a falha sob compressão axial. Segundo os autores, o modelo desenvolvido foi o mais forte dos sistemas.

Koh et al. (2006) compararam as propriedades biomecânicas de 10 desenhos de placas de fixação volar, em dois tipos de modelos de fraturas distais do rádio, ou seja, osteotomia em cunha dorsal e osteotomia por ressecção segmentar. Foram usados 48 raios de cadáveres humanos, que foram divididos em 10 grupos de fixação com cinco diferentes implantes (placa em T da Richards, placa volar do rádio distal da Synthes, placa de compressão bloqueada de pequenos fragmentos da Synthes, placa volar SCS da Avanta, placa DVR). Os espécimes foram testados com 300 N de carga de compressão axial a 1 N/s

inicialmente e após cada 1000 ciclos até 5000 ciclos. Após a carga cíclica, os espécimes foram submetidos à falha de compressão axial a 2mm/min. Foram analisadas rigidez, carga de pico para falha e modo de falha. Todos os sistemas de fixação da placa permitiram suficiente estabilidade para permitir um regime pós-operatório simulado de uma semana de imobilização, seguido por cinco semanas de mobilização até atingir a união esperada, com seis semanas após a cirurgia.

Para comparar a estabilidade de cinco placas radiais distais (quatro volares e uma dorsal), usualmente utilizadas em pacientes humanos, Willis et al. (2006) utilizaram modelos sintéticos do rádio humano da *Sawbone*. Para promover uma fratura de não contato, foi criada uma lacuna oblíqua no lado dorsal do rádio, porém o aspecto volar da osteotomia em cunha ficou em contato. As fraturas foram estabilizadas (seis ossos por placas) pelos seguintes métodos: 1- placa não bloqueada da AO; 2- placa bloqueada de pequeno fragmento da AO; 3- placa T da AO; 4- placa bloqueada de fileira distal única; 5- placa PI da AO. Exceto a última placa que foi colocada dorsal, todas as demais tiveram aplicação volar. Cada construção foi testada sob compressão axial, carga de dobramento dorsal e carga de dobramento volar. A rigidez foi comparada sob condições de carga para simular forças *in vivo*. Segundo os autores, embora essas forças não tenham sido claramente definidas, estudos sugerem que as forças compressivas não excedem 100N e que a combinação de movimentos ativos leves do pulso e dígitos não excedem 250N. A fixação da placa PI dorsal demonstrou a melhor resistência ao movimento da lacuna de fratura do que os outros quatro tipos de fixação volar. A placa bloqueada da AO e a placa bloqueada de fileira única conferiram a maior resistência entre as placas volares.

OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos:

- Desenvolver uma placa óssea bloqueada em formato de T, com o intuito de ser utilizada em fraturas distais de rádio;
- Avaliar a resistência da montagem, por meio de ensaios biomecânicos efetuados de forma estática e em fadiga.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi conduzido nas instalações do Laboratório de Análises de Movimentos (CEVAM), localizado no Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária (DCAV) da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ) da Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus de Botucatu – SP; e no Laboratório de Ensaios Mecânicos e Metalográficos (LEMM) da Empresa Biomecânica Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos, Jaú – SP. A metodologia adotada no presente trabalho foi aprovada pela Câmara de Ética em Experimentação Animal da FMVZ, UNESP – Botucatu (nº. 221/2012-CEUA) (Anexo A).

4.1 *Desenvolvimento da Placa em T*

Para definir o tamanho da placa, largura e comprimentos dos parafusos efetuou-se exame tomográfico, com escâner espiral (Shimadzu SCT-7800CT, Kyoto, Japão), do rádio de um cão da raça Maltês (Figura 1). Os parâmetros utilizados foram de 120 kVp, 160 mA, cortes de 1mm, 1/s de rotação. As imagens foram reconstruídas em MPR usando Voxer 3D 6.3 (Barco, Kortrijk, Bélgica).

Foi projetada Placa em T com 35 mm de comprimento e seis orifícios para parafusos de 2,7 mm de diâmetro (Figuras 2 e 3). A cabeça da placa foi constituída de 14,2 mm de largura e 5 mm de comprimento, na qual foram desenhados dois orifícios bloqueados paralelos entre si. A haste da placa tinha 7 mm de largura e 30 mm de comprimento, na qual foram projetados quatro orifícios, sendo três para parafusos bloqueados e um modelo para compressão

tipo DCP. A placa apresentava uma espessura de 1mm. A cabeça da placa possuía uma chanfradura localizada na porção médio-distal e a extremidade proximal da haste da placa apresentava formato afunilado (Figura 3).

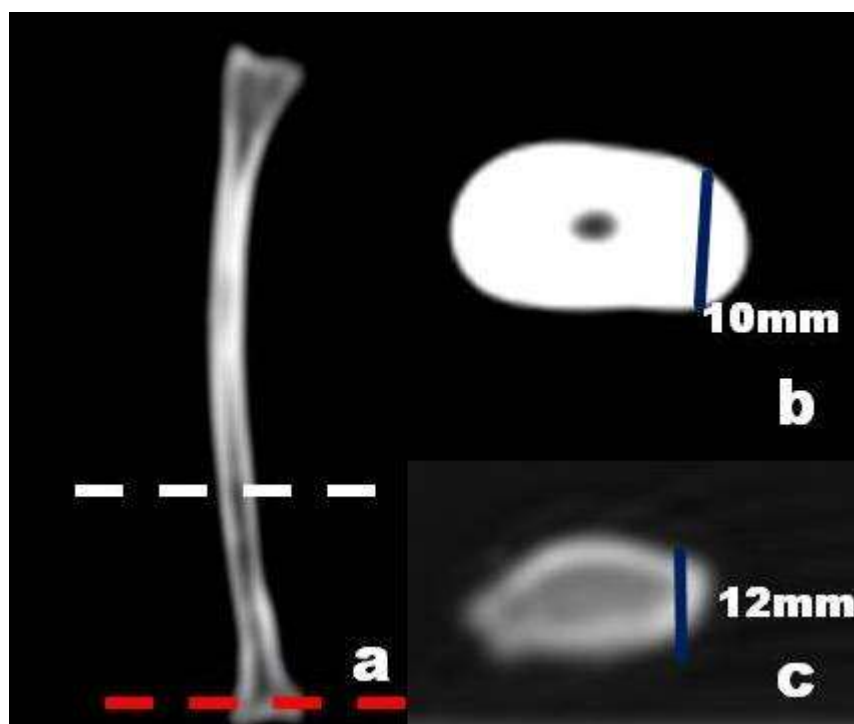


Figura 1 – Imagem tomográfica do rádio de cão da raça Maltês (a). As linhas tracejadas branca e vermelha correspondem às regiões demonstradas nas imagens b (mensuração craniocaudal da diáfise do rádio) e c (mensuração craniocaudal da epífise distal rádio).

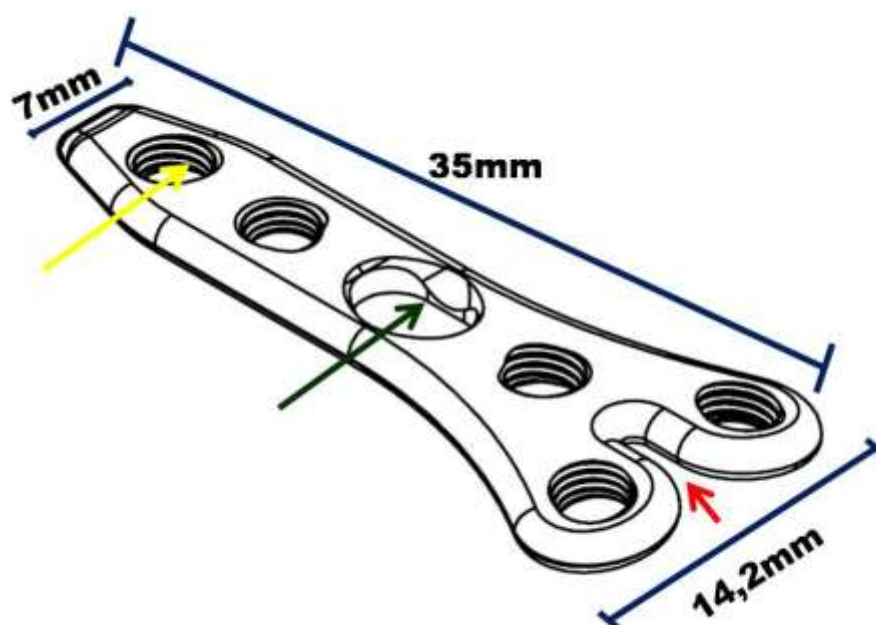


Figura 2 – Desenho da placa em T, com 35 mm de comprimento e seis orifícios para parafusos de 2,7 mm de diâmetro. Observe o formato do orifício bloqueado (seta amarela) e do orifício DCP (seta verde). A seta vermelha mostra a chanfradura na cabeça da placa.

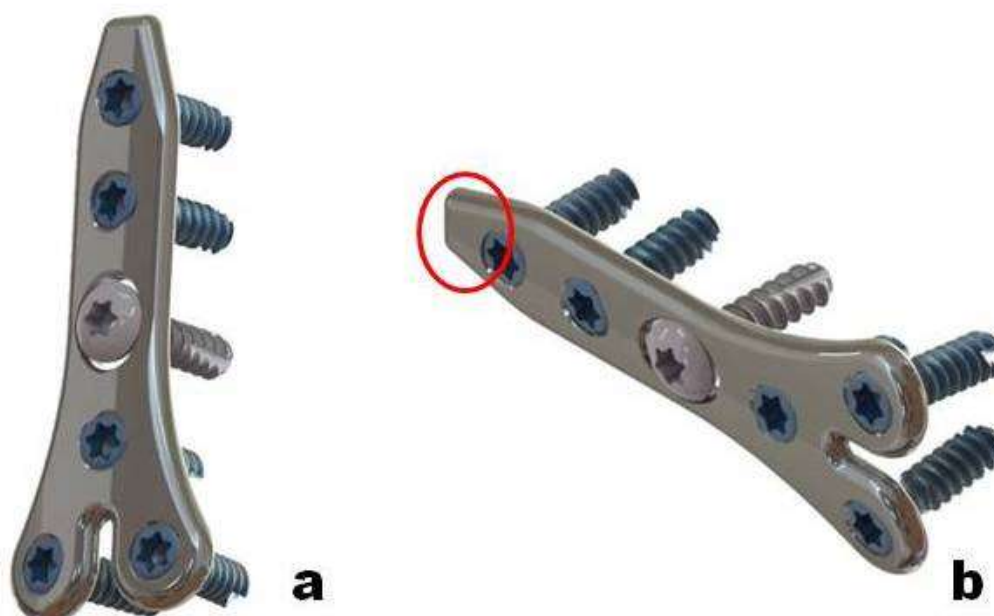


Figura 3 – Aspecto final do desenho da placa em T com seus respectivos parafusos, em duas perspectivas (a e b). Note a porção afunilada na extremidade proximal da haste da placa (círculo vermelho).

Os parafusos (Figura 4) bloqueados foram projetados para serem auto-rosqueantes, sendo os da cabeça da placa com 12 mm de comprimento e os do eixo com 10 mm de comprimento. O parafuso não bloqueado tinha 10 mm de comprimento, sendo também auto-rosqueante.

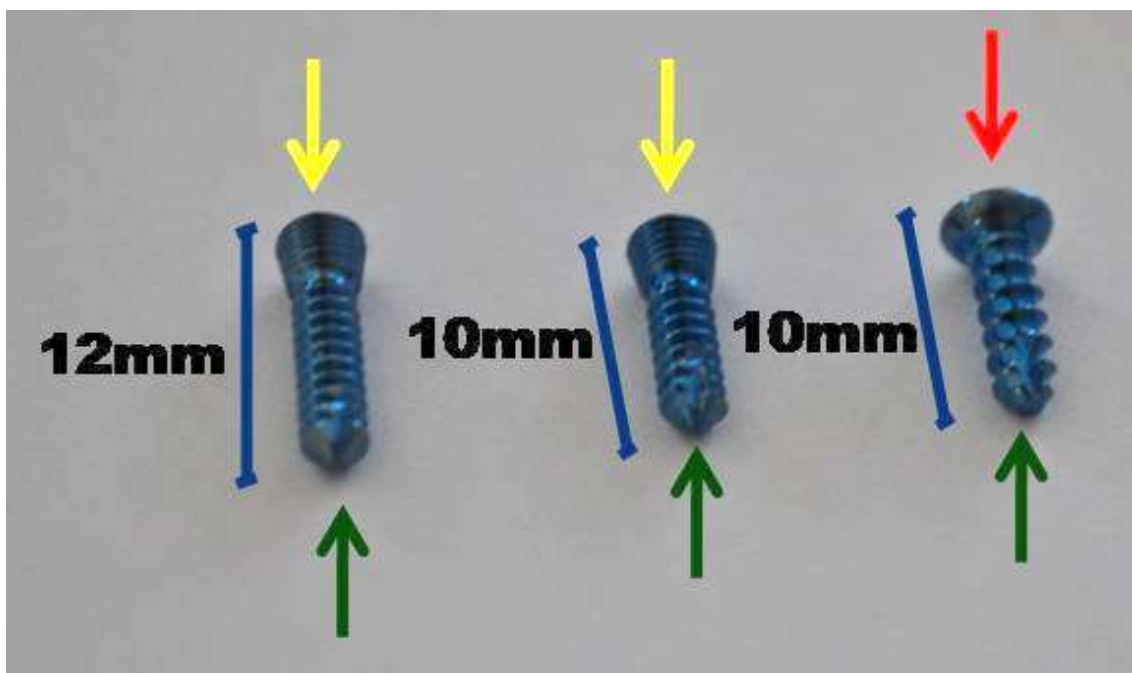


Figura 4 – Parafusos ósseos de 2,7 mm diâmetro, confeccionado em liga de titânio com revestimento anódico na cor azul. Observe os parafusos de cabeça bloqueada (seta amarela) nos comprimentos de 12 mm e 10 mm, e o parafuso tradicional com 10 mm de comprimento (seta vermelha). As setas verdes demonstram as pontas dos parafusos, que foram configurados para serem auto-rosqueantes.

A partir deste projeto, os implantes foram confeccionados em liga de titânio¹ ASTM F136, cuja composição da liga é Ti6AL4V (Ti base, 6 alumínio, 4 vanádio). Realizou-se revestimento anódico na cor azul (Figura 5).

¹ Biomecânica Ind. e Com. de Produtos Ortopédicos Ltda., Jaú – São Paulo.



Figura 5 – Placa óssea em formato de T, após a confecção em liga de titânio com revestimento anódico. Vista dorsal da placa óssea (a). Vista dorsolateral da placa óssea, na qual é possível observar alguns orifícios com interior rosqueado e um com seu interior liso (b).

4.2 *Corpos de prova*

Os corpos de prova sintéticos constituíram-se de blocos de poliuretano² em formato de T, com 40 mm de comprimento e larguras de 15 mm na porção proximal e 20 mm na porção distal, sendo 1 mm de espessura cortical (densidade de 40 PCF) e 15 mm de esponjoso (densidade de 20 PCF). A configuração dos corpos de prova foi estabelecida para permitir a fixação junto às máquinas de ensaio, tanto para os ensaios estáticos como os de fadiga. Para cada ensaio foram utilizados dois corpos de prova. A Figura 6 demonstra o corpo de prova, conforme dimensões e diferenciação cortical e esponjoso.

² Poliurethane bone. Nacional Ossos, Jaú – São Paulo.

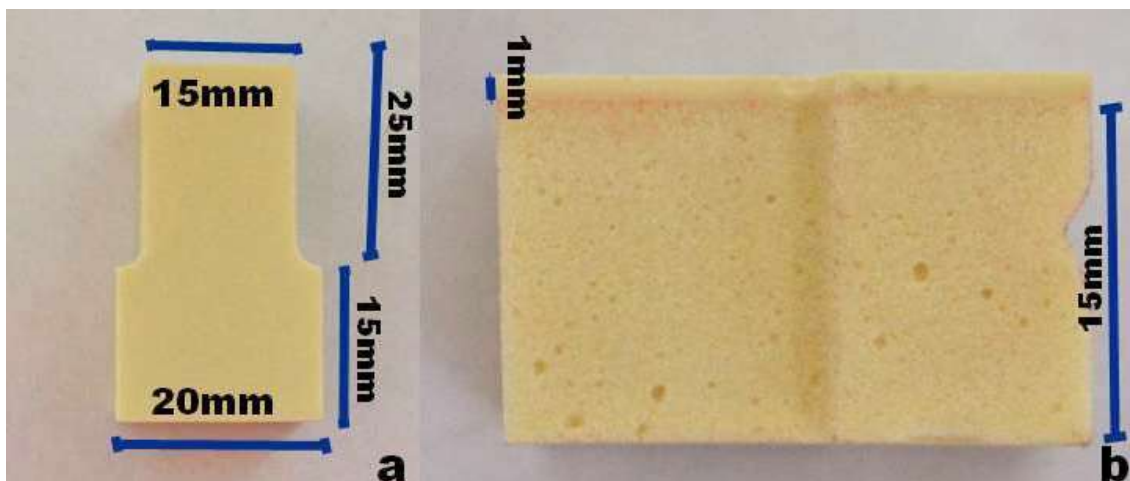


Figura 6 – Corpo de prova sintético simulando osso córtico-esponjoso. Valores de largura e comprimento na vista cranial (a). Vista lateral mostrando as espessuras da cortical e esponjoso (b).

4.3 Montagens das construções

Após o posicionamento e fixação dos corpos de prova em uma morsa, de forma a manter uma falha segmentar de 2 mm, procedeu-se a aplicação da placa óssea em formato de T (Figura 7).

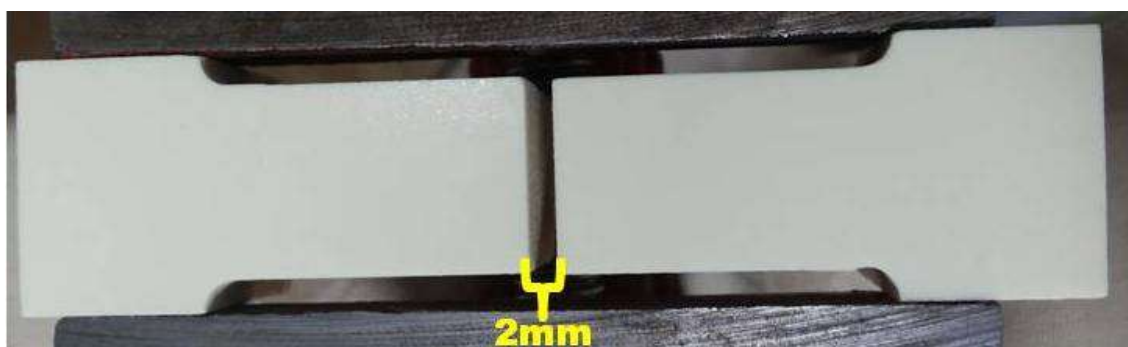


Figura 7 – Corpos de prova posicionados de forma a mimetizar uma falha óssea segmentar de 2 mm.

A placa óssea foi posicionada sobre os corpos de prova, com a falha óssea localizada entre a cabeça e a haste da placa (Figura 8). Para a aplicação dos parafusos bloqueados foi empregada broca de 2 mm de diâmetro e um guia específico para perfuração (2,7 mm), que foi posicionado no orifício

da placa. Inicialmente foram aplicados os parafusos da cabeça, que apresentavam 12 mm de comprimento, seguido pelos parafusos da haste com 10 mm de comprimento. Para a aplicação do parafuso do orifício DCP (10 mm de comprimento), efetuou-se perfuração com broca de 2 mm de diâmetro, sendo o mesmo colocado em posição neutra.

Todos os parafusos atingiram a primeira cortical e a porção esponjosa. Esses foram inseridos e fixados por um único investigador, por meio de torquímetro tipo relógio com ponteiro de arraste (modelo TRNA 20PA)³, com capacidade de medida de torque de até 20 Nm e precisão 0,2 Nm. O torque de aperto final foi em torno de 1 Nm.

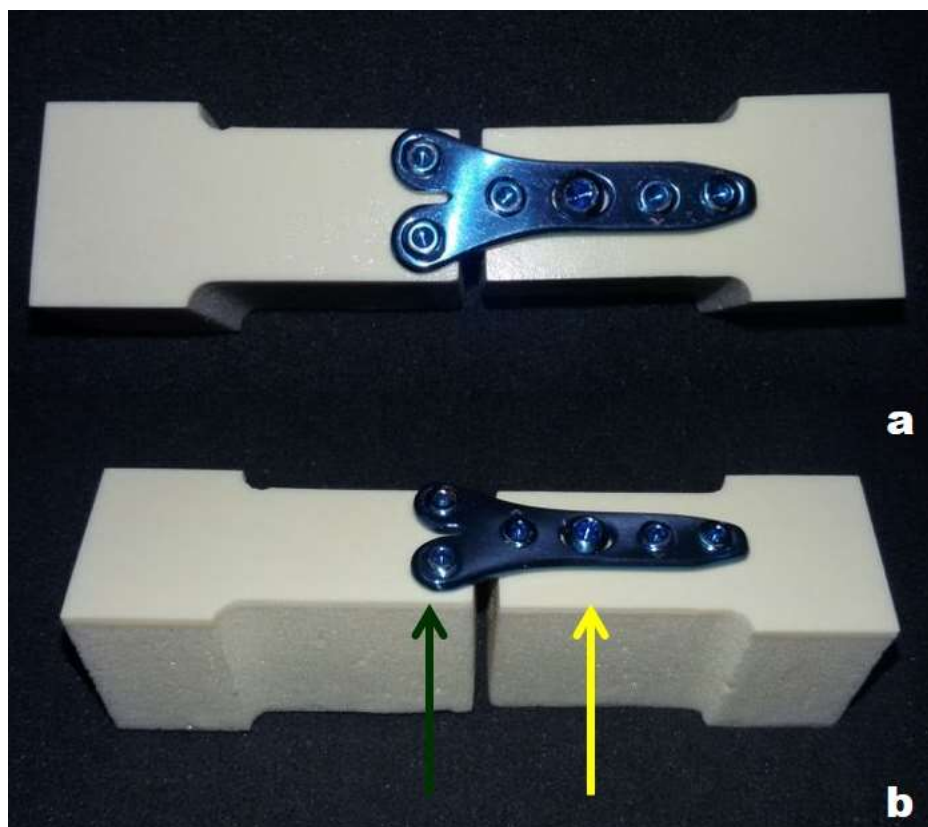


Figura 8 – Aspecto final da placa em T aplicada nos corpos de prova, com falha segmentar de 2 mm (a). Seta verde mostrando a cabeça da placa, que recebeu parafusos de 12 mm de comprimento, e seta amarela indicando a haste da placa que recebeu parafusos com 10 mm de comprimento (b).

³ Torquímetro TRNA 20PA – Tork Ferramentas Ltda. São Leopoldo - Rio Grande do Sul.

4.4 Exames radiográficos

Todos as montagens foram radiografadas antes dos ensaios biomecânicos, em posições craniocaudal e lateral, para descartar anormalidades nos corpos de prova e certificar o correto posicionamento dos implantes.

Após os ensaios biomecânicos, os exames radiográficos foram novamente efetuados para detectar possíveis alterações dos corpos de prova decorrentes dos ensaios mecânicos.

4.5 Ensaios mecânicos

O LEMM responsável pelos ensaios mecânicos é certificado junto ao Instituto de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO) (Anexo B). O laboratório e os testes mecânicos estão de acordo com o ISO (*International Organization for Standardization*) 17025:2005. Os testes foram baseados no padrão ASTM F382 (ASTM F382, *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2014).

4.5.1 Ensaios estáticos

Para a determinação das cargas para os ensaios de fadiga, seis montagens foram testadas até a falha, sendo três em flexão e três em compressão. O fim do teste foi determinado quando houve o contato entre os blocos ou fechamento do intervalo que mimetizava a falha da fratura. Para tanto, foi empregada máquina de ensaio universal EMIC4 (DL-10000), com capacidade de carga máxima de 10000 N, velocidade de 5 mm/min, juntamente com o software TESC da EMIC (versão 3,04). Todos os ensaios foram efetuados em temperatura ambiente com média de 21°C. A finalização dos ensaios foi determinada pelo momento em que ocorria o toque entre os corpos de prova, perdendo a falha óssea mimetizada.

Para o ensaio compressão axial foram empregadas duas bases de compressão com roletes de apoio (Figura 9). Empregou-se célula de carga de 10000 N (Newton), com velocidade de deslocamento de 3 mm/min.

No ensaio estático de flexão engastada (Figura 10), a célula de carga atingiu a porção mais distal da placa, com um braço de alavanca para o cálculo do momento fletor de 45 mm. A célula de carga foi de 10000 N, com velocidade de deslocamento de 10 mm/min.

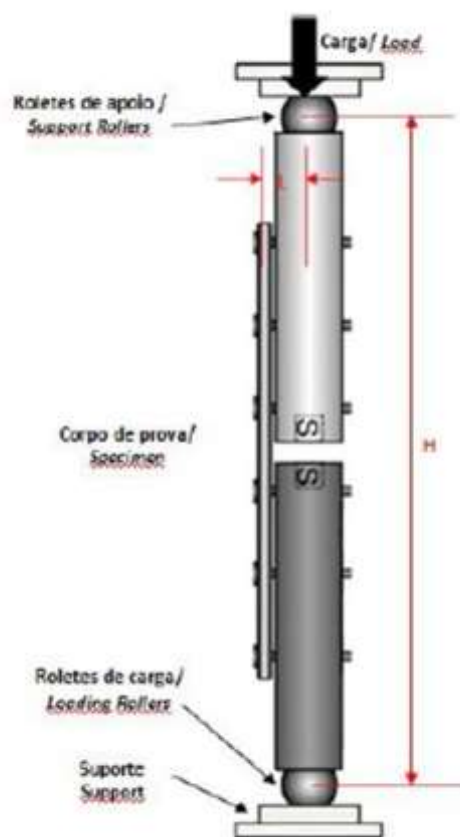


Figura 9 – Ilustração esquemática do ensaio estático de compressão, cuja carga foi de 10000 N. L = distância entre o centro da aplicação da força e o centro da placa. H = distância entre os roletes aplicadores da carga.

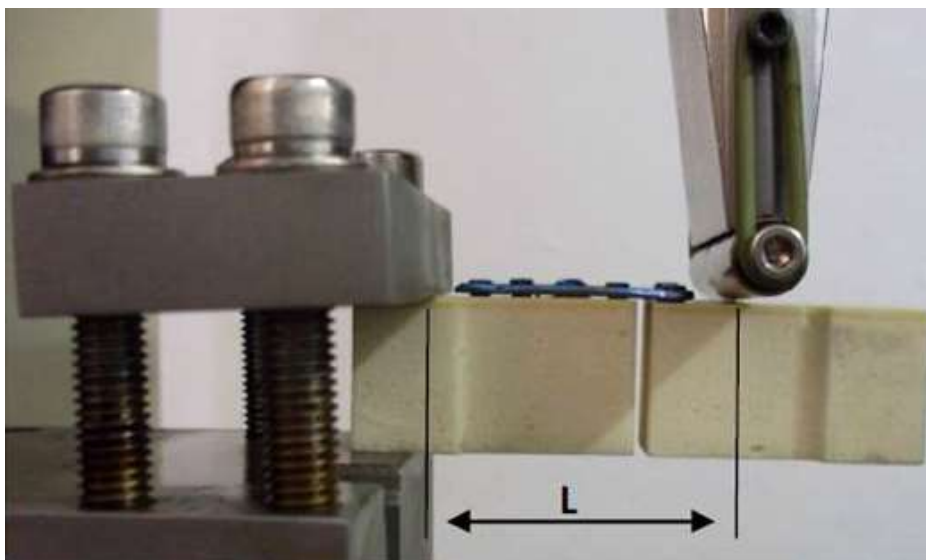


Figura 10 – Ensaio estático de flexão engastada. Observar o rolete com a célula de carga posicionada no corpo de prova imediato à porção distal da cabeça da placa. L = braço de alavanca utilizado para o cálculo do momento fletor.

4.5.2 Ensaio de fadiga

Para o ensaio de fadiga foram utilizadas 14 montagens, sendo sete testadas em compressão axial e sete em flexão engastada. A falha por fadiga foi definida até a quebra do corpo de prova ou soltura dos parafusos. Os ensaios foram suspensos após 1×10^6 ciclos, naquelas montagens que não apresentaram falhas. Todos os ensaios foram efetuados em temperatura ambiente média de 21°C .

Para o ensaio de compressão axial (Figura 11) em fadiga utilizou-se equipamento MFE-800 LEMM-007⁴, com capacidade de carga máxima de 10000 N e célula de carga de 1000 N. Foram aplicadas cargas sob controle, com razão entre cargas de 0,1, com carga de referência de 99,5 N e frequência de 5 Hz.

⁴ Biomecânica Ind. e Com. de Produtos Ortopédicos Ltda., Jaú – São Paulo.

Já no ensaio de fadiga em flexão engastada (Figura 12) foi usado equipamento Brasvlvula BME2000 160UFI LEMM003⁵, com capacidade de carga máxima 20000 N e célula de carga de 1000 N. Foram aplicadas cargas sob controle, com razão entre cargas de 0,1, sendo a carga de referência de 31,67 N e a frequência de 5 Hz.

⁵ Biomecânica Ind. e Com. de Produtos Ortopédicos Ltda., Ju – São Paulo.



Figura 11 – Ensaio de fadiga em compressão axial. Notar a fixação do corpo de prova.

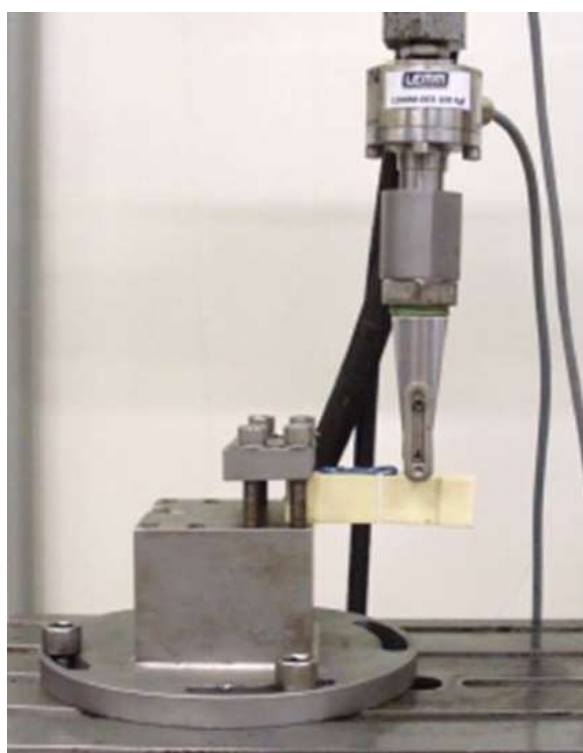


Figura 12 – Ensaio de flexão engastada em fadiga. Observar o rolete cranial à porção distal da cabeça da placa.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Exame radiográfico

Os exames radiográficos prévios aos testes biomecânicos demonstraram uma homogeneidade dos corpos de prova e uma boa colocação dos implantes a serem testados.

Após os testes, foi possível por meio dos mesmos identificar as deformidades ocorridas nas montagens e a visibilização de fraturas, mesmo quando não percebidas na macroscopia. Estas alterações serão citadas adiante.

5.2 Ensaios Estáticos

Os resultados das montagens ao final dos testes estáticos em compressão axial e flexão engastada estão demonstrados nas Tabelas 1 e 2 respectivamente. As Figuras 13 e 14 também demonstram os resultados dos testes de compressão axial e flexão engastada, respectivamente.

Tabela 1 – Força máxima e Momento da força máxima obtidos da placa em T bloqueada obtidos nos testes de compressão axial estáticos.

Corpos de prova	Força máxima (N)	Momento da força máxima (Nm)
1	100.0	0.80
2	104.0	0.83
3	94.4	0.76
U(%)	0.25	0.25

Tabela 2 – Força máxima e Momento máximo da força da placa em T bloqueada obtidos nos testes de flexão engastada estáticos.

Corpos de prova	Força máxima (N)	Momento da força máxima (Nm)
1	30	1.35
2	32	2.02
3	33	1.57
U(%)	0.29	0.29

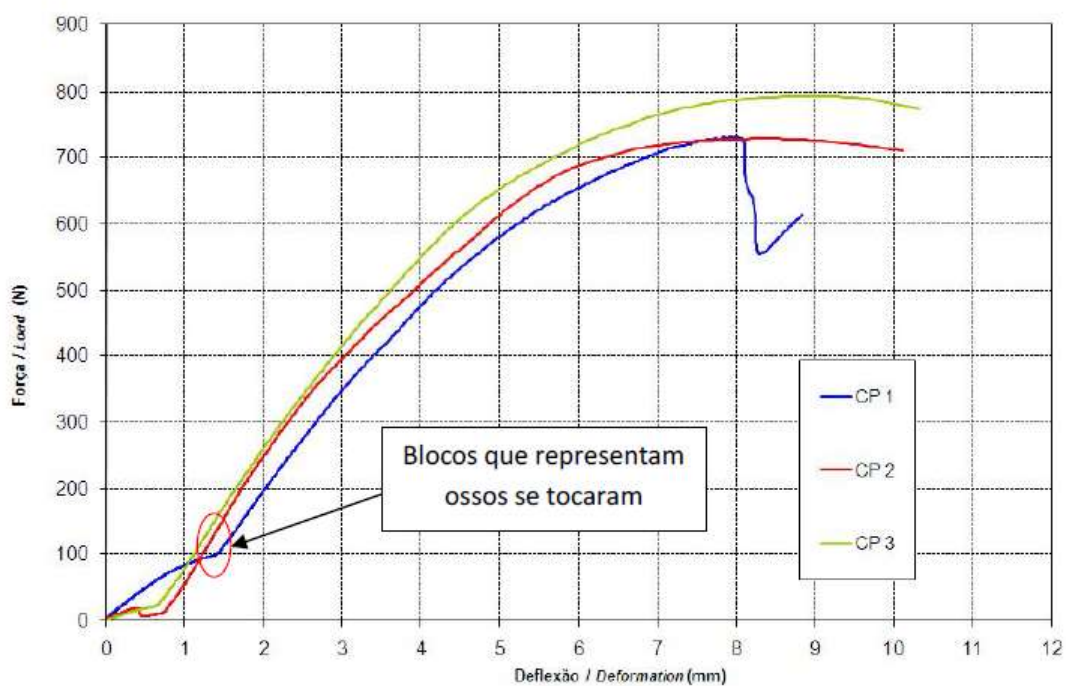


Figura 13 – Curva força-deslocamento do ensaio estático de compressão axial de uma placa em T.

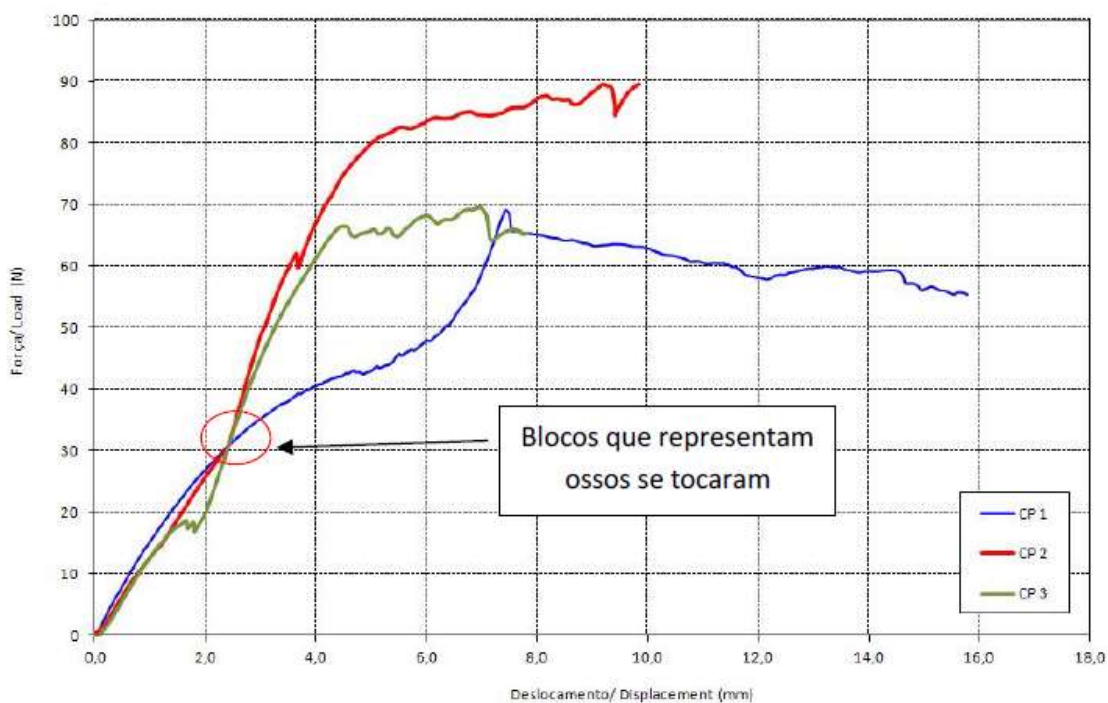


Figura 14 – Curva força-deslocamento do ensaio estático de flexão engastada de uma placa em T.

5.3 Ensaio de Fadiga

Os resultados dos testes de fadiga em compressão axial e flexão engastada estão dispostos nas Tabelas 3 e 4, respectivamente. Assim, como nas Figuras 15 e 16 para compressão axial e flexão engastada, respectivamente. No teste de fadiga em compressão axial, todas as montagens resistiram a 1000000 de ciclos. Entretanto, 71% das montagens mostraram ao término do teste a soltura em bloco dos parafusos bloqueados do osso sintético, sendo dois parafusos posicionados na extremidade proximal da diáfise e três posicionados em ambas as extremidades da placa em T, diáfise e cabeça da placa (Figura 17). No ensaio de fadiga de flexão engastada, as falhas ocorreram antes do 1000000 de ciclos em quatro montagens. As falhas ocorreram em 57% das montagens por quebra do bloco de poliuretano na área do parafuso (extremidade proximal da diáfise da placa), dos quais dois foram observados apenas nos exames radiográficos (Figuras 18 e 19). Três montagens não falharam no teste de fadiga, mas uma mostrou ao final do teste soltura em bloco dos parafusos do osso sintético.

Tabela 5 – Variáveis avaliadas no ensaio de compressão axial em fadiga de uma placa em T.

Corpos de prova	Carga de referência (%)	Carga máxima (Kgf)	Carga máxima (N)	Carga mínima (N)	Momento máximo (Nm)	Momento mínimo (Nm)	Número de ciclos
1	70	7,66	75,12	9,02	0,60	0,07	1.003.016
2	110	11,56	113,36	13,14	0,91	0,11	1.003.016
3	200	20,65	202,51	21,87	1,62	0,17	1.003.016
4	30	3,26	31,97	4,51	0,26	0,04	1.003.016
5	40	4,15	40,70	4,51	0,33	0,04	1.003.016
6	30	3,28	32,17	3,73	0,26	0,03	1.003.016
7	40	4,42	43,35	4,51	0,35	0,04	1.003.016

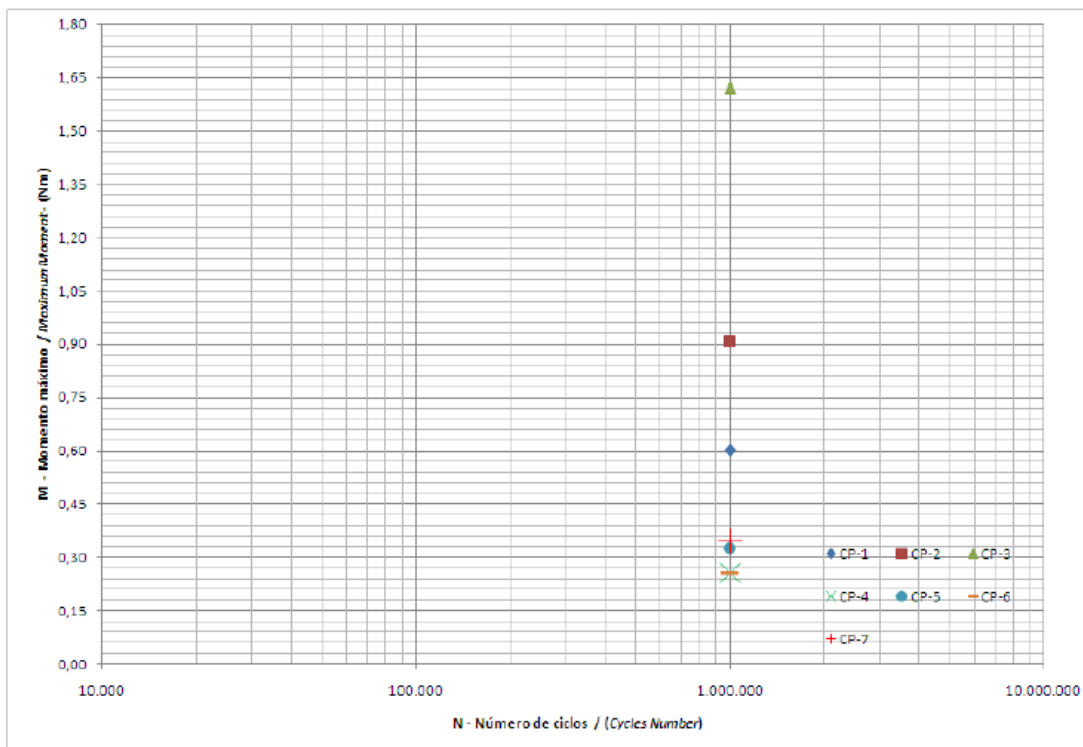


Figura 15 – Curva obtida no ensaio de compressão axial em fadiga de uma placa em T.

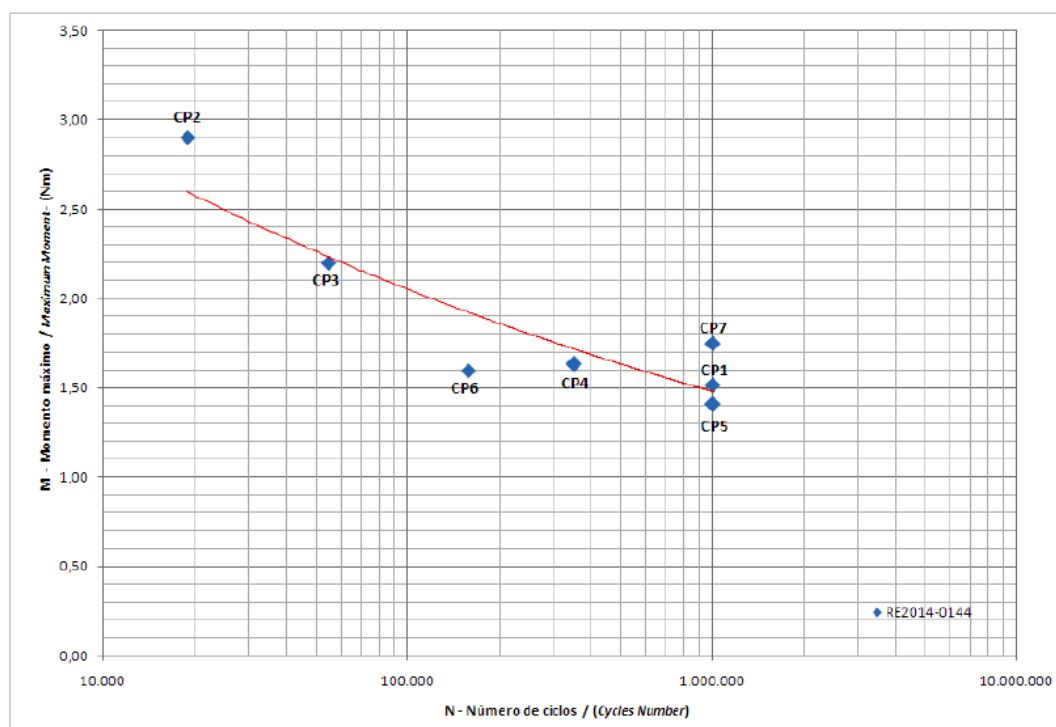


Figura 16 – Curva obtida no ensaio de flexão engastada em fadiga de uma placa em T.

Tabela 6 – Variáveis analisadas no ensaio de flexão engastada em fadiga de uma placa em T.

Corpos de prova	Carga de referência (%)	Carga máxima (Kgf)	Carga máxima (N)	Carga mínima (N)	Momento máximo (Nm)	Momento mínimo (Nm)	Número de ciclos
1	100	3,44	33,73	4,12	1,52	0,19	1.003.016
2	200	6,58	64,53	7,55	2,90	0,34	18.826
3	150	4,98	48,84	5,30	2,20	0,24	54.660
4	100	3,70	36,28	4,71	1,63	0,21	352.134
5	110	3,19	31,28	4,90	1,41	0,22	1.003.016
6	100	3,62	35,50	4,51	1,60	0,20	157.495
7	120	3,96	38,83	3,63	1,75	0,16	1.003.016

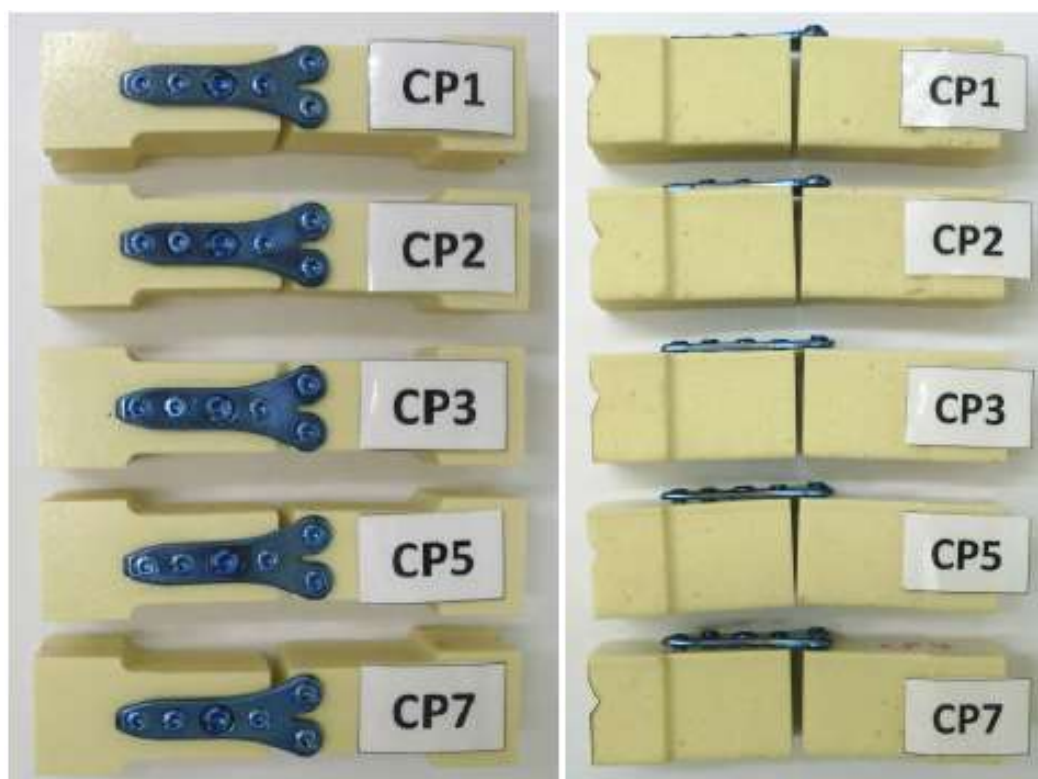


Figura 17 – Montagens que falharam no ensaio compressão axial ao término do teste. Observe a soltura dos parafusos do corpo de prova na extremidade proximal da haste nas montagens CP1 e CP2. Já nas montagens CP2, CP5 e CP7, foi possível observar a soltura dos parafusos da extremidade proximal da haste juntamente com os da cabeça da placa.



Figura 18 – Montagens que falharam no ensaio de flexão engastada devido à quebra do corpo de prova, com exceção da CP7 que apresentou soltura em bloco dos parafusos somente ao término do teste.

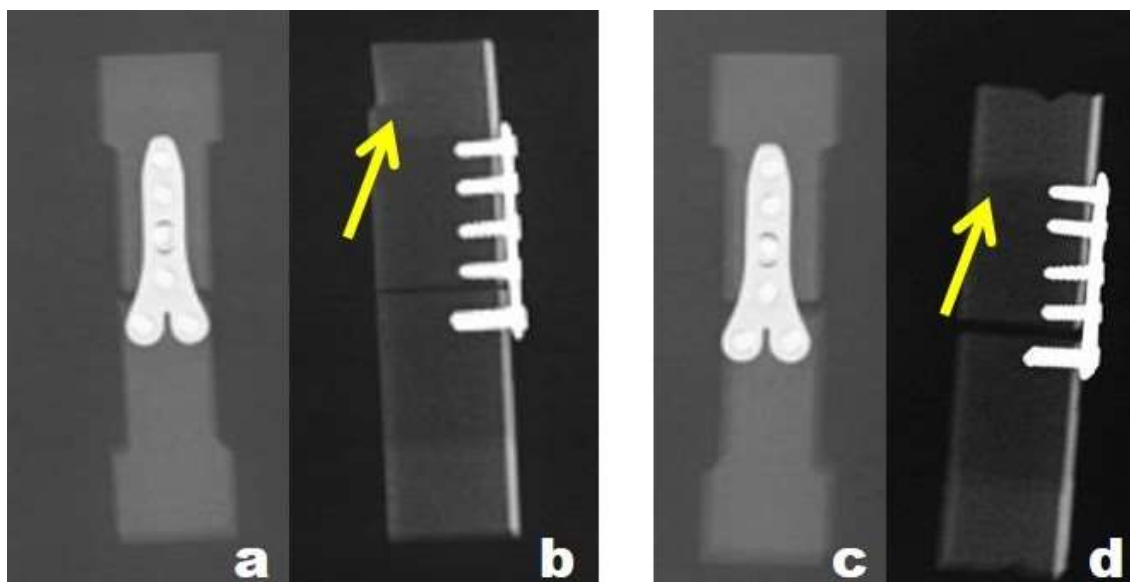


Figura 19 – Imagens radiográficas demonstrando linhas de fratura (seta amarela) em dois corpos de prova (CP2 e CP4), que não foram evidentes à observação macroscópica após o ensaio de flexão engastada.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A placa usada no atual estudo foi projetada com algumas particularidades, com a finalidade de melhorar a performance mecânica e ajuste ao osso. A porção afunilada na extremidade proximal da haste da placa teve por objetivo facilitar a inserção e o deslizamento sob os tecidos, ao passo que a cabeça com chanfradura permite adaptação a extremidade distal do osso, a qual é semelhante a outros modelos de placa (RUCHELSMAN et al., 2010).

Com o advento dos sistemas bloqueados, tem sido desenvolvido vários tipos de placas para a fratura distal do rádio para pacientes humanos, incluindo implantes com orifícios combinados, que aceitam no mesmo orifício parafusos bloqueados e tradicionais, os com todos os orifícios bloqueados, e os que possuem separadamente orifícios bloqueados e tradicionais (OSADA et al. 2004; KOH et al., 2006; WILLIS et al., 2006). Baseado neste último sistema, o modelo do presente estudo possui na haste, além dos parafusos bloqueados, um orifício DCP para uso de um parafuso tradicional, que possibilita a compressão interfragmentária, se essa assim for indicada, conforme o tipo de fratura. Esta é uma estratégia para evitar um implante menos resistente, o que poderia ocorrer em casos de orifícios combinados, especialmente pelo tamanho reduzido dos ossos dos cães de porte pequeno.

Em medicina humana os estudos biomecânicos de implantes para estabilização de fratura do rádio distal têm utilizado modelo de osteotomia em cunha e/ou modelo de osteotomia de ressecção segmental (OSADA et al., 2004; KOH et al., 2006; WILLIS et al., 2006). Em Medicina Veterinária, foi efetuada osteotomia transversa para avaliar três métodos de fixação da placa em fratura distal do rádio (WALLACE et al., 1992), e falha segmentar de 2 mm para analisar técnicas de aplicação das placas cortáveis para fratura radial distal (ROSE et al.,

2009). No presente estudo também foi usado modelo segmentar de 2 mm, com o intuito de simular uma fratura instável extra-articular distal do rádio. Além disso, em estudo com osso cadavérico humano observou-se que o modelo de osteotomia de ressecção de um segmento não foi significativamente menos rígido que o modelo em cunha, porém a carga de pico para a falha foi inferior no primeiro (KOH et al., 2006).

No atual estudo foram usados corpos de prova sintéticos, tanto pela dificuldade de padronização com os ossos de cadáveres caninos, como pela restrição da comissão de ética institucional para esse tipo de modelo. O ideal seria um corpo de prova que simulasse o osso canino, porém foi estabelecida configuração em forma de T dos corpos de prova, para permitir melhor fixação junto às máquinas de ensaio. Em estudo com placas cortáveis para estabilizar fraturas radiais distais de cães pequenos foram usados cilindros de PVC, com diâmetro externo de 22 mm e diâmetro interno de 15 mm (ROSE et al., 2009). No presente estudo a espessura da cortical foi de 1 mm, porém devido à altura do esponjoso de 15 mm de esponjoso, os parafusos incorporaram apenas uma cortical, sendo o corpo e a extremidade mantidos no osso esponjoso.

Entre os ensaios mecânicos para a avaliação de implantes para estabilização de fraturas distais do rádio em Medicina Humana podem ser citados a compressão axial até a falha, compressão axial à fadiga, e a flexão engastada (OSADA et al., 2003; OSADA et al., 2004; KOH et al., 2006; WILLIS et al., 2006). Por sua vez, em Medicina Veterinária, foi utilizado ensaio de carga axial não destrutivo seguido por teste até a falha (WALLACE et al., 1992) e ensaio de compressão axial em fadiga (ROSE et al., 2009).

Em estudo com placas cortáveis em estacas, as cargas máximas aplicadas às construções para o ensaio axial em fadiga foram 54N e 90N, dependendo da montagem, que segundo os autores é 100% da carga fisiológica colocada no rádio para cães de 5,5 e 9,1 kg, respectivamente (ROSE et al., 2009). No atual estudo a carga máxima aplicada às montagens foi a porcentagem obtida nos testes estáticos. Assim, acredita-se que as montagens osso-placa possuem a capacidade de suportar cães com massa aproximadamente variando entre três a sete quilogramas, tanto nas forças axiais quanto de flexão engastada. Entretanto, desde que seja observado o fato do parafuso não ultrapassar 20% do diâmetro ósseo.

Embora no presente estudo os testes estáticos tenham sido efetuados para determinação das cargas para o ensaio de fadiga, foi possível observar maior resistência da placa no ensaio de compressão axial do que na flexão engastada. Isso poderia ser justificado devido ao momento em que os corpos de prova se tocaram, reduzindo a zero a falha segmentar. Também em estudo biomecânico com cinco modelos de placa para fratura distal do rádio em humanos, a rigidez das montagens apresentou valores maiores na carga axial do que na flexão engastada, seja essa dorsal ou volar (WILLIS et al., 2006).

Os ensaios com cargas cíclicas podem simular de forma mais realística a influência das cargas repetitivas a que o implante é sujeito durante o período pós-operatório (TURNER e BURR, 1993; CORDEY, 2000; CHAO et al., 2012). No ensaio em fadiga, novamente ocorreu uma maior resistência da configuração avaliada na carga axial do que na flexão engastada. Além disso, no ensaio em fadiga em compressão axial as montagens suportaram um maior número de ciclos. A magnitude e direção das cargas fisiológicas do rádio distal do cão precisam ser consideradas ao se avaliar o estudo biomecânico. A placa posicionada na superfície cranial geralmente neutraliza a força de tensão, quando se aplica a carga axial (WALLACE et al., 1992; BOUDRIEU, 2003), fato que reforça a validade da montagem analisada.

Os tipos de falha são dependentes das características da construção placa-osso-parafuso (CRONIER et al., 2010). No caso da placa com parafusos bloqueados cria-se uma construção que permite as forças serem transferidas do osso a placa através da conexão rosqueada parafuso-placa (HAIDUKEWYCH, 2004; CRONIER et al., 2010), de forma que a falha ocorre por efeito monobloco com os parafusos sendo forçados ao mesmo tempo (CRONIER et al., 2010). No atual estudo isto foi observado apenas no final do ensaio de compressão axial em fadiga, em que 71% das montagens apresentaram a soltura em bloco dos parafusos do corpo de prova. Entretanto, no ensaio de flexão engastada ocorreu falha por quebra do corpo de prova em 57% das amostras, sendo que a soltura dos parafusos do corpo de prova ocorreu somente ao se interromper o teste em 14%. Como os parafusos da extremidade proximal da haste foram os mais afetados, em especial na compressão axial em fadiga, isto sugere que os mesmos são os que recebem maior carga e precisam

ser mantidos, no caso de reduzir o número de parafusos na montagem, para se obter uma fixação mais elástica.

Há algumas limitações com o modelo de fratura distal no presente estudo, como o teste em corpos sintéticos que não simulam a configuração do osso canino, e a não comparação com outros modelos de placa em T.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos foi possível concluir que:

- a- A placa T desenvolvida em titânio trata-se de modelo híbrido, com cabeça com dois orifícios bloqueados e haste com três orifícios para parafusos bloqueados e um não bloqueado para compressão dinâmica;
- b- Pelos testes biomecânicos, o modelo oferece suficiente estabilidade para resistir as cargas axiais no tratamento de fratura radial distal.

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

- ALVES, E.G.L.; REZENDE, C.M.F.; OLIVEIRA, H.P.; BORGES, N.F.; MANTOVANI, P.F.; LARA, J.S. Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, v.62, n.6, p.1367-1374, 2010.
- BALFOUR, R.J.; BOUDRIEAU, R.J.; GORES, B.R. T-Plate fixation of distal radial closing wedge osteotomies for treatment of angular limb deformities in 18 dogs. *Veterinary Surgery*, v.29, n.3, p.207-217, 2000.
- BELLAH, J.R. Use of a double hook plate for treatment of a distal radial fracture in a dog. *Veterinary Surgery*, v.16, n.9, p.278-282, 1987.
- BOUDRIEAU, R.J. Fractures of the radius and ulna. In: SLATTER, D. *Textbook of small animal surgery*. 3. ed. Philadelphia: Saunders, 2003. chap.139, p.1953-1973.
- BRIANZA, S.Z.M., DELISE, M.; FERRARIS, M.M.; PATRIZIA D'AMELIO, P.; BOTTI, P. 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, 2006.
- CHAO, P; LEWIS, D.D.; KOWALESKI, M.P.; POZZI, A. Biomechanical concepts applicable to minimally invasive fracture repair in small animals. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.42, n.5, p.853–872, 2012.
- CORDEY, J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury*, v.1, suppl.2, p.B1-B13, 2000.
- CRONIER, P.; PIETU, G.; DUJARDIN, C.; BIGORRE, N.; DUCCELLIER, F.; GERARD, R. The concept of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, v.50, n.6, p.S17-S36, 2010.

- CROSS, A.R. Fracture biology and biomechanics. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. *Veterinary surgery: small animal*. Saint Louis: Elsevier, 2013. chap.41, p.565-571.
- CULLEN, D.M.; SMITH, R.T.; AKHTER, M.T. Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number. *Journal Applied of Physiology*, v.91, n.5, p.1971-1976, 2001.
- DALABRIDA, A.L.; SCHOSSLER, J.E.; AGUIAR, E.S.V.; AMENDOLA, G.F.; SILVA, J.H.S.; SOARES, J.M.D. Análise biomecânica *ex vivo* de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. *Ciência Rural*, v.35, n.1, p.116-120, 2005.
- DALCIN, G. B. *Ensaio dos materiais*. Santo Ângelo: URI, 2007. 41p.
- DALMOLIN, F.; PINTO FILHO, S.T.L.; CORTES, A.M.; BRUNO, M.V.; CAUDURO, C.R.; SCHOSSLER, J.E.W. Bone biomechanics and biomechanics essays – theoretical foundations. *Ciência Rural*, v.43, n.9, p.1675-1682, 2013.
- DENNY, H.R.; BUTTERWORTH, S.J. The radius and ulna. In: _____. *A guide do canine and feline orthopaedic surgery*. 4.ed. United Kingdom: Blackwell Science, 2000. chap.34, p.389-408.
- DONE, S.H.; GOODY, P.C.; EVANS, S.A.; STICKLAND, N.C. Membro torácico. In: _____. *Atlas colorido de anatomia veterinária do cão e do gato*. 2.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. cap.4, p.139-194.
- EGGER, C.E. A technique for the management of radial and ulnar fractures in miniature dogs using transfixation pins. *Journal of Small Animal Practice*, v.31, n.8, p.377-387, 1990.
- FOX, D.B. Radius and ulna. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. *Veterinary surgery: small animal*. Saint Louis: Elsevier, 2013. chap.55, p.760-784.
- GAROFOLO, S.; POZZI, A. Effect of plating technique on periosteal vasculature of the radius in dogs: a cadaveric study. *Veterinary Surgery*, v.42, n.3, p.255–261, 2013.
- GAUTHIER, C.M.; CONRAD, B.P.; LEWIS, D.D.; POZZI, A. In vitro comparison of stiffness of plate fixation of radii from large- and small-breed dogs. *American Journal Veterinary Research*, v.72, n.8, p.1112–1117, 2011.

- 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.
- GUIMARÃES JÚNIOR, J. B. *Painéis de madeira de eucalipto: estudo de caso de espécies e procedências*. 2008. 109 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Florestais) - Universidade Federal de Lavras, Lavras, 2008.
- HAALAND, P.J.; SJÖSTRÖM, L.; DEVOR, M.; HAUG, A. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, v.22, n.4, p.309-315, 2009.
- HAI DUKEWYCH, G.J. Innovations in Locking Plate Technology. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v.12, n.4, p.205-212, 2004.
- HAMILTON, M.H.; HOBBS, S.J.L. 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.1, p.18-25, 2005.
- HAMMEL, S.P.; PLUHAR, E.G.; NOVO, R.E.; BOURGEAULT, C.A.; WALLACE, L.J. Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. *Veterinary Surgery*, v.35, n.6, p.573-578, 2006.
- HARASEN, G. Common long bone fracture in small animal practice — Part 2. *Canadian Veterinary Journal*, v.44, n. 6, p.503-504, 2003.
- HAUG, R.H.; STREET, C.C.; GOLTZ, M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.60, n.11, p.1319-1326, 2002.
- 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.
- JOHNSON, A.L. Fundamentals of orthopedic surgery and fracture management. In: FOSSUM, T.W. *Small animal surgery*. 4.ed. St. Louis: Elsevier, 2013. chap.32, p.1033-1105.
- KOCK, D.A. Application of bone plates in compression, neutralization, or buttress mode. In: BOJRAB, M.J. *Current techniques in small animal surgery*. 5.ed. Philadelphia: Taylor & Francis Group, 2014, p.788-791.

- KOH, S.; MORRIS, R.P.; PATTERSON, R.M.; KEARNEY, J.P.; BUFORD, W.L.; VIEGAS, S.F. Volar fixation for dorsally angulated extra-articular fractures of the distal radius: a biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery*, v.31A, n.5, p. 771-779, 2006.
- LARSEN, L.J.; ROUSH, J.K.; McLAUGHLIN, R.M. 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, 1999.
- 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, 2007.
- MILOVANCEV, M.; RALPHS, S.C. Radius/ulna fracture repair. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, v.19, n.3, p.128-133, 2004.
- McCARTNEY, W.; KISS, K.; ROBERTSON, I. Treatment of distal radial/ulnar fractures in 17 toy breed dogs. *Veterinary Record*, v.166, n.14, p.430-432, 2010.
- NUNAMAKER, D.M. Fractures of the radius and ulna. In: International Veterinary Information Service: New York, 1985. chap.24. p.1-11.
- OSADA, D.; VIEGAS, S.F.; SHAH, M.A.; MORRIS, R.P.; PATTERSON, R.M. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: A biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery*, v.28A, n.1, p.94-104, 2003.
- OSADA, D.; FUJITA, S.; TAMAI, K.; IWAMOTO, A.; TOMIZAWA, K.; SAOTOME, K. Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates. *The Journal of Hand Surgery*, v.29A, n.3, p.446–451, 2004.
- PHILLIPS, I.R. A survey of bone fractures in the dog and cat. *Journal of Small Animal Practice*, v.20, n.11, p.661-674, 1979.
- PIERMATTEI, D.; FLO, G.; DeCAMP, C. Fractures of the radius and ulna. In: _____. *Small animal orthopedics and fracture repair*. 4. ed. Saint Louis: Elsevier, 2006. chap.13, p.359-381.
- POPESKO, P. *Atlas de anatomia topográfica dos animais domésticos*. 5.ed. São Paulo: Manole, 2011. 608p.
- PROBST, C.W. Repairs of fractures of the radius and ulna. In: BOJRAB, M.J. *Current techniques in small animal surgery*. 5.ed. Philadelphia: Taylor & Francis Group, 2014, p. 933-942.

- ROSE, B.W.; PLUHAR, G.E.; NOVO, R.E.; LUNOS, S. Biomechanical analysis of stacked plating techniques to stabilize distal radial fractures in small dogs. *Veterinary Surgery*, v.38, n.8, p.954-960, 2009.
- RUCHELSMAN, D. E.; MUDGAL, C. S.; JUPITER, J. B. The role of locking technology in the hand. *Hand Clinics*, v. 26, n. 3, p. 307-319, 2010.
- SAIKKU-BACKSTRO, A; RAIHA, J.E.; VALIMAA, T.; TULAMO, R-M. Repair of radial fractures in toy breed dogs with self reinforced biodegradable bone plates, metal screws, and light-weight external coaptation. *Veterinary Surgery*, v.34, n.1, p.11-17, 2005.
- SARDINAS, J.C.; MONTAVON, P.M. Use of a medial bone plate for repair of radius and ulna fractures in dogs and cats: a report of 22 cases. *Veterinary Surgery*, v.26, n.2, p.108-113, 1997.
- STIFLER, K. S. Internal fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, v.19, n.3, p.105-113, 2004.
- SUMNER-SMITH, G.; CAWLEY, A.J. Nonunion of fractures in the dog. *Journal of Small Animal Practice*, v.11, n.5, 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.
- UHL, J.M.; KAPATKIN, A.S.; GARCIA, T.C.; STOVER, S.M. *Ex vivo* biomechanical comparison of a 3.5 mm locking compression plate applied cranially and a 2.7 mm locking compression plate applied medially in a gap model of the distal aspect of the canine radius. *Veterinary Surgery*, v.42, n.7, p.840-846, 2013.
- ULIAN, V.; MAZZER, N.; BARBIERI, C.H.; MORO, C.A.; OLIVEIRA, L.A.A. Estabilização primária da diáfise umeral: estudo experimental de diferentes métodos de osteossíntese. *Acta Ortopédica Brasileira*, v.16, n.1, p.8-12, 2008.
- WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, n.34, p.S-B31-42, 2003.
- WALLACE, M.K.; BOUDRIEAU, R.J.; HYODO, K.; TORZILLI, P.A. Mechanical evaluation of three methods of plating distal radial osteotomies. *Veterinary Surgery*, v.21, n.2, p.99-106, 1992.
- WELCH, J.A.; BOUDRIEAU, R.J.; DEJARDIN, L.M.; SPODNICK, G.J. The intraosseous blood supply of the canine radius: implications for healing of distal fractures in small dogs. *Veterinary Surgery*, v.26, n. 1, p.57-61, 1997.

WILLIS, A.A.; KUTSUMI, K.; ZOBITZ, M.E.; COONEY III, W.P. Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius. *The Journal of the Bone and Joint Surgery*, v.88A, n.11, p.2411-2417, 2006.

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

ANEXOS

8 ANEXOS

Anexo A

A T E S T A D O

Atesto para os devidos fins, que o Projeto de Pesquisa "**Placa óssea em formato T para fixação de fraturas distais de rádio em cães**" Protocolo nº 221/2012-CEUA, de **Luciane dos Reis Mesquita**, aluno(a) do Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Doutorado, desta Faculdade, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal e foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) desta Faculdade. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, em 14 de dezembro de 2012.


Profª. Ass. Drª. Maria Lúcia Gomes Lourenço

Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu

ANEXO B

República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior
Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia – Inmetro
Coordenação Geral de Acreditação



Signatário dos Acordos de Reconhecimento Mútuo da International Laboratory Accreditation Cooperation (ILAC) e da Interamerican Accreditation Cooperation (IAAC)

Certificado de Acreditação

Acreditação nº CRL 0575

Acreditação Inicial: 23-10-2012

**LABORATÓRIO DE ENSAIOS MECÂNICOS E METALOGRAFICOS – LEMM
IPACC-INSTITUTO DE PESQUISA E ACOMPANHAMENTO CLÍNICO LTDA.
AVENIDA JOÃO SANZOVO, 711 - 5º DISTRITO INDUSTRIAL
JAÚ - SP**

A Coordenação Geral de Acreditação do Inmetro concede acreditação ao Laboratório acima identificado, segundo os requisitos estabelecidos na ABNT NBR ISO/IEC 17025:2005. Esta acreditação constitui a expressão formal do reconhecimento da sua competência para realizar calibrações e/ou ensaios constantes no Escopo de Acreditação.

Emissão: 16-4-2014



**Marcos Aurélio Lima de Oliveira
Coordenador Geral de Acreditação**

Validade: 23-10-2016

A situação atual da acreditação deve ser verificada no endereço eletrônico www.inmetro.gov.br/credenciamento/laboratoriosacreditados.asp