

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**

Ensaio biomecânico para Determinação do diâmetro de barra
conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético
externo tipo Ia: no úmero de suínos.

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Bernardo Schmitt

**Santa Maria, RS, Brasil
2014**

Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra
conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético
externo tipo Ia: no úmero de suínos.

por

Bernardo Schmitt

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-
Graduação em Medicina Veterinária, Área de Concentração em Clínica
Médica e Cirurgia Veterinária, da Universidade Federal de Santa Maria
(UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Medicina Veterinária

Orientador: Prof. Maurício Veloso Brun

**Santa Maria, RS, Brasil
2014**

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências Rurais
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra conectora
de polimetilmetacrilato em fixador esquelético externo tipo Ia: no úmero
de suínos.

elaborado por
Bernardo Schmitt

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Medicina Veterinária

COMISSÃO EXAMINADORA

Maurício Veloso Brun, Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Marcelo Meller Alievi, Dr. (UFRGS)

Alceu Gaspar Raiser, Dr. (UFSM)

Santa Maria, 26 de Fevereiro de 2014.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer em primeiro lugar aos meus pais Arnaldo e Lara por sempre apoiarem minhas decisões e escolhas, passando tranquilidade e confiança em suas ações. Agradeço aos meus familiares Pedro, Antônia, Ana Lúcia, Ana Clara, Paulo Sergio, Joseane, Luciano, Camila, Maria Eduarda, Nair, Nelson e Laura pelo incentivo e apoio que me deram durante o mestrado.

Agradeço imensamente a minha noiva Tainã, pela amizade, amor, carinho, paciência e respeito dedicado, durante esses oito anos juntos.

Ao orientador e amigo Maurício Veloso Brun pelo auxílio na elaboração e correção desse trabalho. Pelos conhecimentos transmitidos no dia-a-dia, tão importantes para minha formação, sendo exemplo de bondade, competência profissional e ética.

À professora Anne Amaral pela imensa ajuda nas análises estatísticas

A todos os veterinários, alunos, enfermeiros e pós-graduandos da UFSM.

Muito Obrigado!

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária
Universidade Federal de Santa Maria

Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético externo tipo Ia: no úmero de suínos.

Autor: Bernardo Schmitt
Orientador: Maurício Veloso Brun

Data e Local de Defesa: Santa Maria, 26 de fevereiro de 2014.

Apesar do seu aspeto aparentemente inerte, os ossos são estruturas altamente dinâmicas, envolvidas em constante formação, reabsorção, reparação e manutenção da homeostasia. As fraturas ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do tecido ósseo supera sua capacidade de resistência. A utilização de fixadores esqueléticos externos (FEE) é método de estabilização interna bastante frequente, no qual podem ser utilizadas barras conectoras de polimetilmetacrilato (PMMA) sem preocupação com o diâmetro. Tais barras podem quebrar se ficarem muito delgadas ou tornarem-se desconfortáveis quando volumosas e pesadas. O objetivo deste trabalho foi testar, por meio de ensaio biomecânico de compressão axial e flexão, qual é o diâmetro mais adequado para a barra conectora de PMMA, correlacionado as dimensões da barra com o diâmetro ósseo para FEE tipo Ia. Para tanto, coletaram-se 24 úmeros suínos para a realização de medidas de comprimento, diâmetro, circunferência e os ensaios biomecânicos. Após, confeccionaram-se barras de 1,5 vezes a média do diâmetro ósseo (grupo I), do mesmo diâmetro (grupo II) e 0,5 vez o diâmetro ósseo (grupo III). Com os resultados obtidos ao comparar os valores dos ossos com os dos grupos II e III, verificou-se que as barras conectoras do grupo II mostraram-se mais resistente do que o tecido ósseo no ensaio de compressão. No ensaio de flexão, o osso foi mais resistente à força de flexão quando comparados ao grupo III. O grupo II foi 4,3 vezes mais resistente do que o grupo III nesse mesmo ensaio. O grupo I apresentou secagem

incompleta, onde seu comportamento não foi similar com o restante dos grupos, por isso, não participou da estatística do trabalho. Os resultados permitem um direcionamento para confecção de barras de PMMA do mesmo diâmetro ósseo, sendo suficiente para sustentar sem quebrar um FEE tipo Ia.

Palavras-chave: Resina acrílica, resistência, ensaio biomecânico, compressão axial, flexão, suínos.

ABSTRACT

Master's Dissertation
Post-graduated Program in Veterinary Medicine
Santa Maria Federal University

Biomechanical test to determination the diameter of the polymethylmethacrylate bar in external skeletal fixator type Ia: in swine humerus.

Author: Bernardo Schmitt
Advisor: Maurício Veloso Brun

Date and Place of Defense: Santa Maria, February 26, 2014.

While seemingly inert appearance, bones are highly dynamic structures, which promote formation, resorption, repair and maintenance of homeostasis. Fractures in bones occur when the load applied to a specific bone region exceeds its resilience. The use of external skeletal fixator (ESF) is a method of fairly common internal stabilization, in which connector bars polymethylmethacrylate (PMMA) are used without criterion in diameter. In these cases, it can break if it gets too thin or too heavy and uncomfortable when bulky. The aim of this study was to test biomechanical through axial compression and bending, considering different connector bar diameter PMMA correlated to bone diameter for use to type Ia ESF. For this, it was collected 24 swine humerus to make measurements of length, diameter, circumference and testing biomechanical. After the bars conected with 1.5 times the average diameter of the bone (group I), the same diameter bone (group II) and 0.5 times the diameter of the bone (group III). The results obtained, it was observed that the connector bars in group II were more resistant than the bones in the compression test. In the bending test, the bones resisted flexion strength when compared to group III. The group II was 4.3 times more resistant than Group III in the same mechanical test. The results allow a direction for making bars PMMA considering bone diameter as a reference.

Keywords: Acrylic resin, resistance, biomechanical assay, axial compression, bending, swine.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1. Em A, imagem durante o ensaio de compressão em úmero fresco de suíno. Em B, imagem do osso fraturado após compressão. Em C, fratura em diáfise umeral no ensaio de flexão.34
- Figura 2. Em A, ensaio de compressão de barras de PMMA. Em B, deformação plástica após compressão. Em C, ensaio de flexão. Em D, ruptura do corpo de prova após flexão.35
- Figura 3. Ensaio de flexão considerando os valores de resistência (em Newtons) de barras de polimetilmetacrilato (PMMA) de diferentes diâmetros e de úmeros de suínos - Comportamento dos ossos, grupo II (1,0 vez o diâmetro dos úmeros de suínos) e grupo III (0,5 vez o diâmetro dos úmeros de suínos).36
- Figura 4. Ensaio de compressão considerando os valores de resistência (em Newtons) de barras de polimetilmetacrilato (PMMA) de diferentes diâmetros e de úmeros de suínos - Comportamento dos ossos, grupo II (1,0 vez o diâmetro dos úmeros de suínos) e grupo III (0, 5 vez o diâmetro dos úmeros de suínos).37

ANEXOS

Tabela 1– Média de comprimento, circunferência, ensaio de compressão e flexão dos úmeros de suínos com as respectivas médias aritméticas e desvio padrão..... 43

Tabela 2 - Ensaio de compressão e flexão com média aritmética e desvio padrão de barras de PMMA com mesmo diâmetro de úmeros de suínos. 44

Tabela 3 – Ensaio de compressão e flexão com média aritmética e desvio padrão de barras de PMMA com metade do diâmetro de úmeros de suínos. 45

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	12
2.1	Tecido Ósseo	12
2.2	Fraturas ósseas.....	13
2.3	Fixador Esquelético Externo (FEE)	14
2.4	Polimetilmetacrilato (PMMA)	16
2.5	Ensaio Biomecânicos	17
2.5.1	Ensaio de Compressão.....	17
2.5.2	Ensaio de Flexão	18
3	CAPITULO 1	19
	RESUMO.....	20
	ABSTRACT	21
	INTRODUÇÃO	22
	MATERIAL E MÉTODOS	24
	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	26
	CONCLUSÃO.....	29
	REFERÊNCIAS	29
4	CONCLUSÕES.....	38
5	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	39
6	ANEXOS.....	43

1 INTRODUÇÃO

O tecido ósseo faz parte do sistema locomotor, protegendo e sustentando tecidos e órgãos adjacentes, além de ser reservatório de cálcio e fósforo na homeostasia mineral (VASSEUR, 2003). As fraturas constituem problema comum na clínica de animais de companhia, sendo, normalmente, decorrentes de acidentes automobilísticos, quedas de alturas excessivas, traumatismos por armas de fogo e por interação animal (HULSE & HYMAN, 2003).

O uso de fixadores esqueléticos externos (FEE) como método de estabilização de fraturas é frequente devido à sua versatilidade e facilidade de aplicação (ROCHA, 2008). Os pinos são fixados externamente por hastes ou barras conectoras de natureza metálica ou de resina acrílica autopolimerizante de polimetilmetacrilato - PMMA (DIAS & FILHO, 2009).

O PMMA é resina termofixa, mais utilizada na fabricação de próteses dentárias, sendo preparado após a mistura de um componente líquido (monômero) com um componente sólido (polímero). A barra conectora de resina acrílica deve ser resistente às forças fisiológicas que atuam sobre o osso (FLO et al., 2009).

Os ensaios de compressão são usados principalmente quando se deseja conhecer o comportamento de um material submetido a deformações grandes e permanentes (GARCIA, 2000a). O ensaio de flexão consiste na aplicação de carga crescente em determinados pontos de uma barra geometricamente padronizada. É bastante aplicado em materiais frágeis como cerâmicas e metais duros, ferro fundido e aço rápido, pois fornece dados quantitativos da deformação (GARCIA, 2000b).

Atualmente, não se dispõe de evidências científicas quanto à adequada relação métrica entre o diâmetro da barra conectora de PMMA com o diâmetro do osso envolvido, a qual permita a confecção de barra com resistência similar ou superior ao tecido ósseo ao se utilizar fixador esquelético tipo Ia. Dessa forma, a

confecção de barras de PMMA não segue um padrão pré-estabelecido na rotina cirúrgica ortopédica de pequenos animais.

O objetivo do presente trabalho foi testar por meio de ensaio biomecânico de compressão axial e flexão qual é o diâmetro ideal de barra conectora para aplicação em FEE tipo Ia, considerando a correlação com o diâmetro do osso envolvido, a partir do modelo *ex-vivo* com úmeros de suínos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tecido ósseo

O osso é uma forma especializada de tecido conjuntivo constituído por células e por uma matriz extracelular, possuindo a característica única de mineralizar. A mineralização da matriz confere a este tecido extrema dureza, permitindo-lhe desempenhar funções de sustentação e proteção para órgãos vitais como coração, pulmão, encéfalo e medula espinhal (CASTANIA, 2002; VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012).

Apesar de seu aspecto aparentemente inerte, os ossos são estruturas altamente dinâmicas que crescem, remodelam-se e se mantem ativos durante toda a vida. Estão em constante reorganização e são constituídos por três tipos de células: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, sendo estas responsáveis respectivamente pela formação, reabsorção, reparação e manutenção da microarquitetura óssea (CASTANIA, 2002; VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012).

Os osteoblastos são células redondas, volumosas, com retículo citoplasmático abundante, cuja função é produzir matriz osteóide. Quando cercados por minerais, os osteoblastos tornam-se osteócitos que deixam de secretar matriz osteóide e permanecem secretando substâncias necessárias para a manutenção do tecido ósseo. Quando necessário, os osteócitos liberam fatores de crescimento que facilitam o recrutamento de pré-osteoblastos para a remodelação óssea (VASSEUR, 2003). Na superfície da matriz óssea mineralizada, encontram-se os osteoclastos, que são células gigantes responsáveis pela reabsorção óssea e aproveitamento dos minerais através da liberação de ácidos e enzimas como fosfatase ácida, colagenase, catepsinas e proteases (CASTANIA, 2002; VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012).

A matriz óssea representa o maior reservatório de cálcio e fósforo do organismo participando ativamente da manutenção da homeostase de cálcio no sangue e, conseqüentemente, de todos os fluidos tissulares (VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012). Sua regulação é realizada pelos hormônios da paratireoide, pela calcitonina e pela vitamina D, que irão ativar ou inibir a função dos osteoclastos e, conseqüentemente, dos osteoblastos na neoformação óssea (VASSEUR, 2003).

O tecido ósseo se forma e cresce pela transformação da cartilagem, sendo esta mediada por condroblastos e condrócitos. A estrutura ossificada se origina a partir de condições ideais de suprimento sanguíneo e de oxigênio. Nas superfícies articulares, encontra-se a cartilagem articular, enquanto que circundando o tecido ósseo se encontra uma estrutura membranosa, chamada de perióstio. A trama de osso esponjoso lamelar fica abaixo da fise ou placa de crescimento, que se divide em região epifisária (proximal e distal) e metafisária (proximal e distal). Já o osso compacto cortical circunda a cavidade medular na região diafisária (VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012).

Os ossos corticais e esponjosos apresentam composição similar, mas com diferentes configurações estruturais. No osso cortical, os canais de Harvers estão presentes e o tecido ósseo é depositado em camadas cilíndricas em torno destes. Já no osso esponjoso, não existem canais harvesianos e a deposição de tecido ósseo ocorre em camadas longitudinais. Essa diferença microestrutural, combinada ao pequeno tamanho das trabéculas, resulta em menor rigidez e resistência do osso esponjoso (HUISKES & VAN RIETBERGEN, 2005).

2.2 Fraturas ósseas

As fraturas ocorrem quando a força aplicada sobre uma determina região supera sua capacidade de resistência (SCHMAEDECKE, 2007). Conseqüentemente, há perda completa ou incompleta da continuidade do osso ou da cartilagem, sendo estas frequentemente acompanhadas por diferentes graus de lesões nos tecidos moles adjacentes, com possíveis perturbações na irrigação sanguínea, bem como perdas na função locomotora (PIERMATTEI et al., 2006).

As forças que atuam nos ossos longos podem ser classificadas como fisiológicas e não fisiológicas. As fisiológicas são aquelas causadas por eventos

corriqueiros, tais como a contração muscular, a sustentação do peso corporal e as atividades físicas. Estas dificilmente superam a resistência óssea e a ocorrência de fraturas é rara nestes casos. As forças não fisiológicas ocorrem a partir de eventos incomuns, tais como os acidentes automobilísticos, as quedas e as interações animais. Neste caso, quando o limite de resistência óssea é extrapolado, originam-se as fraturas (HULSE & HYMAN, 2007).

As principais forças fisiológicas que atuam sobre os ossos são: compressão axial, tensão axial, flexão e torção (HULSE & HYMAN, 2003). As forças compressivas promovem fraturas transversais, mas o comportamento anisotrópico do osso causa alterações nas linhas de pressão, podendo ocorrer fraturas oblíquas. Sob tensão, um osso poderá fraturar na direção perpendicular à carga aplicada. No caso das cargas de cisalhamento, estas agem paralelamente à superfície, deformando-o angularmente. Forças de flexão provocam fraturas iniciadas do lado tênsil e evoluem transversalmente para o lado sob compressão. A aplicação de forças rotacionais proporcionam fraturas em espiral que com ligeira aplicação de carga associado a altas velocidades de deformação promovem fraturas cominutivas. As fraturas por fadiga acontecem por excesso de repetição do movimento o que supera a energia que o osso suporta (SCHWARZ, 1996).

2.3 Fixador esquelético externo (FEE)

Os FEEs podem ser lineares ou circulares. O FEE linear é classificado em tipo I (Ia e Ib), tipo II e tipo III. O FEE do tipo Ia (unilateral-uniplanar), chamado de “meios pinos”, são formados por única barra conectora e por pinos que atravessam as duas corticais do osso, mas não se insinuem para o lado oposto do membro. Estes são geralmente utilizados em osteossíntese na superfície medial da tíbia e rádio e lateral do fêmur e úmero. O FEE do tipo Ib (unilateral-biplanares) difere-se do tipo Ia pois apresenta duas barras conectoras e os pinos, que atravessam as duas corticais do osso e não se insinuem para o lado oposto do membro, penetram geralmente no sentido craniomedial e craniolateral. Estes são indicados em osteossíntese de rádio e tíbia. O FEE tipo II (bilaterais-uniplanares) utiliza-se “pinos inteiros”, que atravessam as duas corticais ósseas e também tecidos moles do lado oposto sendo fixados por duas barras conectoras. Estes não são indicados para osteossíntese de fêmur e úmero. O tipo III (bilaterais-biplanares) caracteriza-se pela

associação do tipo I e tipo II e apresentam-se na forma tridimensional. O FEE circular ou de Ilizarov utiliza fios de Kirschner fixados em anéis circulares ajustáveis em casos de osteotomia corretiva ou alongamento do membro (EGGER, 1998; MARCELLIN-LITTLE, 2003; PIERMATTEI et al., 2006; JOHNSON, 2008).

Os FEEs são indicados para fraturas de ossos longos, osteotomia corretiva, artrodese, fraturas expostas, fraturas por arma de fogo e imobilização articular temporária (JOHNSON, 2008). Possuem leveza e capacidade de manter os fragmentos da fratura em aposição durante o período de consolidação, não requerem imobilização de articulações, causam danos mínimos ao sistema sanguíneo e são bem tolerados. Além de poderem ser usados em reduções abertas e fechadas, os pinos também podem ser colocados à distância de ferimentos abertos e contaminados, facilitando posteriormente sua limpeza. Mantem o comprimento do membro na presença de defeitos ósseos segmentares. O uso de FEEs consiste em técnica de imobilização ideal para o tratamento de união atrasada ou de não-união. Ainda é possível sua associação com outras técnicas de fixação interna, apresentando fácil remoção e custo razoavelmente baixo (OKRASINSKI, 1991; RAHAL, 2005; DIAS & FILHO, 2009).

Segundo MACCOY (1991), o uso de pinos que não sejam maiores que 20% do diâmetro do osso com uma barra de conexão leve, evita atrofia muscular e peso adicional desnecessário. Ross e Matthiesen (1993) citam que a barra conectora de PMMA pode quebrar, quando o seu diâmetro for muito pequeno em FEE tipo Ib utilizado para estabilização de coluna em cães, que possivelmente acontece pela ciclagem vertebral que são movimentos repetitivos que podem provocar a quebra das barras. O FEE, com algumas modificações, pode ser usado no tratamento de fraturas em aves, sendo necessário que o peso do dispositivo seja reduzido para reestabelecer as funções de voo o mais precoce possível (MACCOY, 1991; ALIEVI et al., 2008).

A utilização de barras conectoras de acrílico em FEE para estabilização de fraturas se tornou bastante comum em medicina veterinária devido ao baixo custo, facilidade de aplicação, plasticidade e leveza. Além disso, não há a obrigatoriedade em alinhar os pinos no mesmo plano longitudinal como no uso da barra de metal, permitindo o uso de implantes de diferentes diâmetros e em diferentes posições e angulações. Sendo uma opção de tratamento para cães pertencentes a proprietários com baixo poder aquisitivo (ROCHA, 2008).

2.4 Polimetilmetacrilato (PMMA)

O PMMA é uma resina termofixa preparada após a mistura de um componente líquido (monômero) com um componente sólido (polímero), originando a resina acrílica propriamente dita. O PMMA inicia-se na fase líquida, a qual dura de dois a três minutos, então, passa para a fase de massa firme e moldável, entre quatro a cinco minutos, chegando ao último estágio como uma massa rígida muito resistente dentro de sete a 10 minutos. Durante a polimerização ocorre a liberação de calor por reação exotérmica nos últimos dois a três minutos do ciclo de secagem (FLO et al., 2009).

Após polimerizada as resinas termofixas tornam-se permanentemente rígidas, não voltam a ficar amolecidas nem após o aquecimento e são geralmente insolúveis e infusíveis. Estas possuem, na maioria das vezes, resistência à abrasão e estabilidade dimensional superior as resinas termoplásticas, as quais possuem melhores propriedades flexurais e de impacto (ANUSAVICE & PHILLIPS, 1996).

Uma coluna conectora de PMMA com 19 mm de diâmetro é mais resistente que uma barra conectora de Kirshner-Ehmer de aço de 4,8 mm de diâmetro. A barra conectora, de resina acrílica deve ser resistente às quatro forças fisiológicas primárias que atuam sobre o osso: compressão axial, tensão axial, flexão e torção (HULSE & HYMAN, 2003).

Existe variação de temperatura quanto ao PMMA cirúrgico e não cirúrgico. O PMMA não cirúrgico pode alcançar temperaturas de 100°C. Logo, pinos que conduzem calor de 55°C ou mais, durante um minuto, podem causar necrose térmica na pele de ovinos e nos ossos de coelhos. O aquecimento de ossos de cães a uma temperatura de 50°C provoca alterações irreversíveis na biomecânica óssea (MARTINEZ et al., 1997).

WIKMAN (1992) testou *in situ*, o cimento ósseo (PMMA cirúrgico) junto ao acetábulo para a colocação de prótese de quadril. Os testes foram efetuados em 19 pessoas submetidas à artroplastia total de quadril e verificou-se que a média de temperaturas máximas foi de 48,8°C, reduzindo o risco de necrose de origem térmica no tecido ósseo.

2.5 Ensaios biomecânicos

Os ensaios mecânicos tem a finalidade de determinar as propriedades dos diversos tipos de materiais. Existem dois tipos de ensaios, os destrutivos e os não destrutivos. Os destrutivos causam a ruptura ou inutilização do material. Neste grupo destacam-se os ensaios de tração, impactação, flexão, torção, fadiga e compressão. Nos não destrutivos, utilizam-se raios-x e ultrassom, por exemplo, podendo determinar algumas propriedades físicas ou mecânicas. O tipo de ensaio mecânico empregado depende muito da natureza do material a ser utilizado, bem como sua finalidade, tipo de esforços submetido e as propriedades mecânicas a serem medidas (SOUZA, 1974; AMENDOLA, 2008).

As leis de Newton e Hooke formam a base da mecânica dos objetos elásticos. O comportamento mecânico do osso em situações fisiológicas é similar ao comportamento mecânico de um objeto elástico (COWIN, 1999).

Quando a força é aplicada causando deformação e em seguida é removida, o objeto reassume posição e conformação original, denomina-se “deformação elástica”. Quando a carga é aplicada até o ponto em que o objeto não é capaz de reverter sua forma original, têm-se o “ponto de quiescência”, sendo essa deformação permanente denominada “deformação plástica”. Com a continuidade da aplicação da carga, obtém-se o “ponto de fratura” (SCHWARZ, 1996; DALMOLIN, 2013).

CURREY (2003) demonstrou que quanto maior o teor de elementos minerais, maior o módulo de elasticidade, ou seja, maior a rigidez do osso. Porém, observou-se que o aumento da rigidez torna o osso mais frágil e susceptível a pequenas “trincas”. Sugere ainda, que o conteúdo mineral seja o principal determinante das diferenças observadas nas propriedades mecânicas entre os ossos.

Num estudo biomecânico realizado com ossos de cães, não foram observadas diferenças significativas entre os membros direito e esquerdo de um mesmo canino, quando comparadas suas reações em relação às forças de atuação (SCHMAEDECKE, 2007).

2.5.1 Ensaio de compressão

O ensaio de compressão é um esforço axial, que tende a provocar um encurtamento ou ruptura do corpo de prova submetido a este esforço. Nessa avaliação o corpo de prova é testado pela aplicação de uma carga axial

compressiva, construindo-se o diagrama tensão-deformação. Utilizam-se duas placas lisas adaptadas, sendo uma móvel e outra fixa, no qual promove esforço uniaxial, sofrendo deformação elástica e, na maioria das vezes, deformação plástica (GARCIA, 2000a).

Forças axiais de compressão ocorrem ao longo do eixo longitudinal do osso, produzindo compressão (SCHWARZ, 1996). Segundo CORDEY (2000), se essa força for excêntrica uma tensão de flexão é produzida (sendo esta mais importante que somente a compressão concêntrica), provocando o fenômeno de flambagem, onde a área de seção transversal é pequena em relação ao seu comprimento. A flambagem é considerada uma instabilidade elástica. Assim, o objeto pode perder sua estabilidade sem que o material tenha atingido a sua tensão de escoamento.

2.5.2 Ensaio de flexão

Para o ensaio de flexão em três pontos é utilizada uma barra apoiada em dois pontos extremos com aplicação de carga no centro da distância entre os apoios, ou seja, existe três pontos de carga. Os principais resultados obtidos com os ensaios são: módulo de ruptura na flexão, módulo de elasticidade, módulo de resiliência e módulo de tenacidade. Os resultados fornecidos podem variar com a temperatura, com a velocidade de aplicação da carga, com os defeitos superficiais e, principalmente, com a geometria da seção transversal da amostra (GARCIA, 2000b).

As forças de cisalhamento estão presentes na inserção dos músculos e ligamentos, produzindo tensões de cisalhamento e tensões de flexão no plano craniocaudal ou mediolateral, fazendo com que o osso se encurve em relação ao seu eixo (SCHWARZ, 1996; HULSE & HYMAN, 2007). O ensaio de flexão é o mais importante em biomecânica, pois provoca encurvamento de um corpo de prova até sua ruptura, fornecendo dados quantitativos da amostra testada (CORDEY, 2000).

3 **CAPITULO 1**

Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético externo tipo Ia: no úmero de suínos.

Bernardo Schmitt

(Artigo a ser submetido para publicação – revista Ciência Rural, UFSM)

Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético externo tipo Ia: no úmero de suínos.

Biomechanical test to determination the diameter of the polymethylmethacrylate bar in external skeletal fixator type Ia: in swine humerus.

Bernardo Schmitt¹, Gabriele Maria Callegaro Serafini¹, Renato do Nascimento Libardoni¹, Fernando Wiecheteck de Souza¹, João Pedro Scussel Feranti¹, Carlos Roberto Cauduro², Anne Santos do Amaral³, Maurício Veloso Brun³.

RESUMO

As fraturas ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do tecido ósseo supera sua capacidade de resistência, sendo a utilização de fixadores esqueléticos externos (FEE) um método de estabilização bastante comum. Para tanto, têm-se utilizado barras conectoras de polimetilmetacrilato (PMMA) sem critério de diâmetro, as quais podem quebrar se ficarem muito delgadas ou ocasionar incômodo quando muito pesadas e volumosas. O objetivo deste trabalho foi testar, por meio de ensaio biomecânico de compressão axial e flexão, qual é o diâmetro ideal da barra conectora de PMMA, correlacionado com o diâmetro ósseo para utilização em FEE tipo Ia. Coletaram-se 24 úmeros suínos para realizar medidas de comprimento, diâmetro, circunferência e os ensaios biomecânicos. Após, foram

¹ Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), 97105900, Santa Maria, RS, Brasil.

² Colégio Técnico Industrial, UFSM, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

³ Departamento de Clínica de Pequenos Animais (DCPA), Centro de Ciências Rurais (CCR), UFSM, Santa Maria, RS, Brasil. Bolsista CNPq- Brasil. e-mail mauriciovelosobrun@hotmail.com Autor para correspondência.

confeccionadas barras de 1,5 vezes a média do diâmetro ósseo (grupo I), o mesmo diâmetro ósseo (grupo II) e 0,5 vez o diâmetro (grupo III). Com os resultados obtidos ao comparar os valores dos ossos com os dos grupos II e III, verificou-se que as barras conectoras do grupo II mostraram-se mais resistente do que o tecido ósseo no ensaio de compressão. No ensaio de flexão, os ossos resistiram mais a força de flexão quando comparados ao grupo III e o grupo II foi 4.3 vezes mais resistente do que o grupo III nesse mesmo ensaio mecânico. Os resultados permitem um direcionamento para confecção de barras de PMMA considerando o diâmetro ósseo como referência.

Palavras-chave: Resina acrílica, resistência, ensaio biomecânico, compressão axial, flexão, suínos.

ABSTRACT

Fractures in bones occur when the load applied to a region of the bone exceeds its resilience. In this cases, the use of external skeletal fixator (ESF) is a fairly common internal stabilization method, in which connector bars polymethylmethacrylate (PMMA) is used. PMMA is used without criterion of diameter, and it can break if it gets too thin or too heavy. It can be uncomfortable when bulky. The aim of this study was to test biomechanical through axial compression and bending which is the ideal connector bar diameter PMMA, correlated to bone diameter for use in type Ia ESF. Twenty-four swine humerus were collected to make measurements of length, diameter, circumference and biomechanical testing. After the bars confected with 1.5 times the average diameter of the bone (group I), the same diameter (group II) and 0.5 times the diameter of the bone (group III). Whit the results obtained, using GII and GIII results, it was observed that the connector bars in group II were more resistant than the bones in the compression test. In the bending test, the bones resisted flexion strength when compared to group III and the group II was 4.3 times more resistant than group III in the same

mechanical test. The results allow a direction for making bars PMMA considering bone diameter as a reference.

Keywords: Acrylic resin, resistance, biomechanical assay, axial compression, bending, swine.

INTRODUÇÃO

Apesar do seu aspeto aparentemente inerte, os ossos são estruturas altamente dinâmicas, em constante formação, reabsorção, reparação e manutenção da homeostasia (CASTANIA, 2002; VASSEUR, 2003; JUDAS, 2012). Ocorre fratura em ossos quando a carga aplicada sobre determinada região do tecido ósseo supera sua capacidade de resistência (SCHMAEDECKE, 2007). Muitas vezes acompanha diferentes graus de lesão dos tecidos moles que podem causar possíveis perturbações na irrigação sanguínea e até mesmo a perda da função locomotora (PIERMATTEI et al, 2006).

Fixadores esqueléticos externos (FEE) são frequentemente utilizados como método de estabilização de fratura, devido a sua versatilidade e facilidade de aplicação (ROCHA, 2008). O FEE é um método que consiste na inserção de pinos que não ultrapassem 20% do diâmetro do osso, passando pela pele, tecidos moles e corticais ósseas (EGGER, 1998). Externamente, os pinos são fixados por hastes ou barras conectoras de natureza metálica ou de resina acrílica autopolimerizante de polimetilmetacrilato - PMMA (DIAS & FILHO, 2009).

Os FEE são indicados para fraturas de ossos longos, osteotomia corretiva, artrodese, fraturas expostas, fraturas por arma de fogo e para imobilização articular temporária (JOHNSON, 2008). Os FEE tipo Ia (unilateral-uniplanar) são conhecidos como “meios pinos”, os quais penetram as duas corticais ósseas (mas não se insinuam do lado oposto do membro), possuem uma única barra conectora e são utilizados geralmente na superfície

medial da tíbia e do rádio e na superfície lateral do fêmur e do úmero (EGGER, 1998; MARCELLIN-LITTLE, 2003; PIERMATTEI et al., 2006; JOHNSON, 2008). Barras conectoras de acrílico em FEE tornaram-se comuns na medicina veterinária pelo baixo custo, facilidade de aplicação, plasticidade e leveza (ROCHA, 2008).

O PMMA é uma resina termofixa rígida, que não amolece após o aquecimento e que geralmente é insolúvel e infusível. O PMMA é muito utilizado na fabricação de próteses dentárias, após a mistura de um componente líquido (monômero) com um componente sólido (polímero), originando a resina acrílica. Durante a polimerização ocorre a liberação de calor, através da reação exotérmica que acontece nos últimos dois a três minutos do ciclo de secagem que pode ultrapassar os 100°C (FLO et al., 2009).

Uma coluna conectora de PMMA com 19 mm de diâmetro se torna mais resistente que uma barra conectora de Kirshner-Ehmer de aço com 4,8 mm de diâmetro. A barra conectora, de resina acrílica deve ser resistente às quatro forças fisiológicas atuantes no osso: compressão axial, tensão axial, flexão e torção (HULSE & HYMAN, 2003).

Ensaio mecânicos tem o objetivo de determinar as propriedades dos materiais. Existem basicamente dois tipos de ensaios: os destrutivos e os não destrutivos. Os destrutivos provocam a ruptura ou inutilização do material. Neste grupo destacam-se os ensaios de tração, impactação, flexão, torção, fadiga e compressão. Nos não destrutivos, utilizam-se o raios-x e ultrassom, por exemplo, para determinar propriedades físicas ou mecânicas (SOUZA, 1974; AMENDOLA et al., 2008). O comportamento mecânico do osso em situações fisiológicas é similar ao comportamento de mesma natureza de objeto elástico (COWIN, 1999).

Em ensaio de compressão mecânica a força é compressiva e o corpo de prova se contrai ao longo da direção da tensão, construindo o diagrama tensão-deformação o qual promove esforço uniaxial, sofrendo deformação elástica e, na maioria das vezes, deformação plástica (GARCIA, 2000a).

O ensaio de flexão em três pontos é utilizado uma barra apoiada em dois pontos extremos com aplicação de carga no centro da distância entre os apoios, ou seja, existem três pontos de carga (GARCIA, 2000b). O ensaio de flexão é o mais importante em biomecânica, pois provoca encurvamento de um corpo de prova até sua ruptura, fornecendo dados quantitativos de deformação e força da amostra testada (CORDEY, 2000).

Como não se dispõe de uma relação métrica entre o diâmetro da barra conectora de PMMA com o diâmetro do osso envolvido para a confecção de barra, a qual possa permitir resistência similar ou superior ao tecido ósseo ao se utilizar fixador esquelético tipo Ia, o presente trabalho objetivou testar, por meio de ensaio biomecânico de compressão axial e flexão, qual é o diâmetro ideal da barra conectora de PMMA para FEE do tipo supracitado, correlacionando-se o diâmetro da barra com o do osso envolvido.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados 24 úmeros frescos de suínos pesando entre 90 a 110 kg provenientes do abatedouro Avisui (Santa Maria, RS). Realizou-se a dissecação completa dos tecidos moles que circundavam os ossos. Esses ossos serviram para determinar a circunferência média no ponto de menor circunferência da diáfise e o seu comprimento médio.

Em cada osso foram obtidas três medições repetidas, com fita métrica, do comprimento e circunferência: considerou-se o comprimento, a medida desde o tubérculo maior até o fim do côndilo lateral do úmero, a média aritmética oriunda dos valores individuais desta variável. O valor médio desse último parâmetro (X) foi usado para definir o comprimento final da barra conectora. A média da circunferência foi obtida pela média aritmética dos valores individuais tomadas, três vezes na região diafisária distal, onde se

encontra menor circunferência. A medida do diâmetro foi obtida através da fórmula $D = C/\pi$, onde “D” é o diâmetro, “C” circunferência e “ π ” a constante 3,14.

A partir do valor de diâmetro médio dos ossos ($Y=2,6\pm 0,1\text{cm}$) foram criados três grupos experimentais, onde o grupo I teve 10 barras de PMMA com comprimento X e diâmetro 1,5 Y ; grupo II teve 10 barras de PMMA com comprimento X e diâmetro Y e o grupo III com 10 barras de PMMA com comprimento X e diâmetro 0,5 Y .

Utilizaram-se moldes de PMMA para acomodar os ossos no ensaio de compressão, impedindo que ocorresse movimentação durante os testes. Já nos grupos de PMMA utilizaram-se moldes de canos de PVC com um metro de comprimento e nos diâmetros condizentes a cada grupo. Para a confecção das barras de acrílico, misturou-se o líquido ao pó nas proporções estabelecidas pelo fabricante e, assim que a homogeneização estivesse concluída (em até 30 segundos), o conteúdo, ainda em fase líquida, foi despejado em moldes inclinados em 30°, com um das pontas fechada, os quais foram submersos individualmente em tubo de dois metros de altura por 12 cm de diâmetro cheio d’água a temperatura ambiente de 25°C, onde ficaram por 12 minutos até seu resfriamento completo. Após 24 horas, as barras foram retiradas dos moldes e cortadas no comprimento padrão de 17,7 cm. Mais tarde, nos primeiros ensaios pilotos, observou-se o aparecimento do efeito de flambagem nos ensaios de compressão devido ao comprimento excessivo das barras. Por isso, necessitou reduzir o comprimento das barras para 8 cm, aumentando a confiabilidade dos ensaios, tornando o comportamento do material mais próximo da realidade.

Foram executados ensaios de compressão e flexão nos úmeros, com doze ossos para cada ensaio (Figura 1) e nas barras de cada grupo com cinco barras para cada ensaio (Figura 2). Com a máquina EMIC com capacidade de compressão/flexão de até 100kN (quilonewtons), colheram-se os dados da força gerada em Newtons necessária para romper os corpos de prova (Figura 3) ou até perda da resistência do material (Figura 4). Os dados do

grupo I foram excluídos da análise estatística por não apresentarem secagem completa com a metodologia empregada, pois essa condição acarretou em ampla variação nos resultados dos ensaios mecânicos.

O teste estatístico utilizado foi a análise de variância (ANOVA) por meio do teste de Kruskal-Wallis, seguido por procedimentos de comparações múltiplas pareadas (Método de Dunn), com nível de significância de 5% para a comparação das forças geradas entre os grupos de PMMA e os ossos.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os ossos foram coletados no mesmo dia do abate, dissecados e mantidos sob refrigeração para que no dia seguinte fossem realizados os ensaios biomecânicos, com o material ainda fresco para que se assemelhe o mais próximo possível do paciente ortopédico vivo. Esse cuidado atende às recomendações de AN et al. (2000) os quais citam que o melhor resultado de um teste biomecânico com ossos será obtido quando houver planejamento com detalhes que incluem a fonte de ossos, os procedimentos de colheita, os métodos de estocagem, a preparação das amostras e os testes propriamente ditos.

Houve uma preocupação para que os ensaios ocorressem com a mesma máquina, no mesmo dia e na mesma sala. Padronizou-se a temperatura ambiente (24°C), o posicionamento das amostras, tamanho, forma e a velocidade dos ensaios (0,5cm/min). Também foi preciso definir quantas amostras eram necessárias para realizar a estatística do trabalho para que a obtenção de dados fosse fidedigna tornando as amostras representativas. Segundo Garcia (2000b) os resultados fornecidos podem variar com a temperatura, a velocidade de aplicação da carga e os defeitos superficiais. Já AN et al. (2000) consideram que o tamanho e a quantidade de amostras a serem testadas são, sem dúvida, os dois fatores mais importantes quando se quer realizar um ensaio mecânico.

Não houve preocupação em identificar a qual membro o osso pertencia, se direito ou esquerdo, pois acredita-se que não há interferência nos ensaios mecânicos. Esse fato já fora constatado por Schmaedecke (2007) em ensaios biomecânicos com ossos de cães.

Durante os ensaios de compressão, observaram-se no final de cada ensaio que os corpos de prova apresentavam deformação plástica, sem retornar à sua forma original. Fato que está de acordo com GARCIA (2000a) onde no ensaio de compressão mecânica a força é compressiva e o corpo de prova se contrai ao longo da direção da tensão (construindo o diagrama tensão-deformação), o qual promove esforço uniaxial, sofrendo deformação elástica e, na maioria das vezes, deformação plástica (GARCIA, 2000a).

No presente trabalho utilizou-se uma única marca de PMMA buscando-se reduzir o erro experimental, porque SOUZA et al. (2010) testaram 13 marcas diferentes de PMMA, e observaram diferenças quanto à resistência mecânica à tração e à flexão por apresentarem diferentes formulas do produto.

Não foi observado nos testes de compressão e flexão dos ossos a deformação plástica. Nos testes de compressão a ruptura ocorreu em 83,3% dos casos no mesmo local, na porção metafisária proximal (região de tubérculo maior). Em 100% dos testes de flexão, ocorreu fratura na porção diafisária média do úmero. Esses resultados estão de acordo com SOUZA et al. (2009), os quais citam que as propriedades mecânicas não são iguais em todas as direções, onde, os locais de maiores concentrações de minerais (diáfise) apresentam maior dureza e menor elasticidade, enquanto regiões de osso esponjoso (epífises e metáfises) possuem menor dureza e maior elasticidade. Ainda, DALMOLIN et al. (2013), comentam que os ossos são mais resistentes na orientação longitudinal do que tangencial ou radial, fato confirmado neste trabalho já que a média na compressão axial foi de $11624,7 \pm 2876,49$ N, enquanto que na flexão a média foi de $4801,25 \pm 886,69$ N, ou seja, a resistência do osso a compressão foi duas vezes maior que dos nos ensaios de flexão.

Verificou-se a ruptura do corpo de prova nos úmeros no ensaio de compressão. Resultado que está em de acordo com SCHWARZ (1996), o qual cita que após a deformação plástica, ao se continuar a aplicação da carga no osso, obtém-se a ruptura do corpo de prova. Já as barras de PMMA no teste de compressão apresentaram apenas deformação plástica, sem provocar sua quebra. Segundo GARCIA (2000a) isso ocorre pelas propriedades físicas deste polímero, o qual provoca deformação sem ruptura quando submetido ao esforço compressivo.

Já na flexão das barras não se pode ver a deformação plástica, pois de acordo com SOUZA et al. (2009), a deformação plástica pode ocorrer em um período de tempo muito curto e próximo ao ponto de ruptura do material, ou quando a velocidade do ensaio estiver muito rápida.

Forças axiais de compressão ocorrem ao longo do eixo longitudinal do osso, produzindo compressão (SCHWARZ, 1996). Quando essa força for excêntrica, provoca uma tensão de flexão, tornando-se mais importante que somente a compressão concêntrica. Isso por sua vez provoca o fenômeno de flambagem, considerada uma instabilidade elástica, perdendo-se a estabilidade sem que tenha atingido a sua tensão máxima de ruptura (CORDEY, 2000). Esse fenômeno ocorreu nos primeiros testes pilotos, porque a área de secção transversal era menor que o seu comprimento. O problema foi resolvido diminuindo 55% do comprimento de todas as barras de 17,7 cm para 8 cm.

No teste de compressão, o grupo II (mesmo diâmetro do osso) apresentou diferença significativa quanto à maior resistência ($p=0,001$) quando comparado aos ossos. Considerou-se esse diâmetro como adequado quanto à resistência, evitando que a barra fique excessivamente grande, volumosa e pesada, com possibilidade de promover melhor recuperação do paciente quando utilizado FEE tipo Ia. Essa observação segue a indicação trazida por MACCOY (1991) e ALIEVI et al (2008), os quais descrevem que quando se

utiliza uma barra de conexão leve, evita-se atrofia muscular e peso adicional ao FEE, proporcionado retorno precoce as funções de voo em aves.

No ensaio de flexão houve diferença significativa, onde o $p=0,002$ entre os ossos testados com o grupo III. Os ossos tiveram maior resistência do que as barras conectoras com a metade do diâmetro do osso (grupo III), mostrando que esse diâmetro de barra poderia ser insuficiente para sustentar e neutralizar a força de flexão que é gerada na barra conectora. ROSS & MATTHIESEN (1993), citam que a barra conectora de PMMA pode quebrar, quando o seu diâmetro for muito pequeno em FEE tipo Ib quando utilizado em estabilização de coluna vertebral em cães que ocorre pela movimentação cíclica da coluna. O que pode ser evitada utilizando barras do grupo II onde elas demonstraram ser 4,3 vezes mais resistentes na flexão do que as do grupo III.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos no trabalho, pode-se afirmar que as barras conectoras do mesmo diâmetro do úmero de suínos, mostram-se mais resistente do que os ossos no ensaio de compressão para a configuração tipo Ia. De outra forma, úmeros de suínos resistem mais a força de flexão quando comparados à barras com metade do diâmetro ósseo. Barras de PMMA com o mesmo diâmetro do úmero de suínos, são 4,3 vezes mais resistentes do que barras com metade do diâmetro ósseo nesse mesmo ensaio mecânico. Os resultados deste trabalho poderão auxiliar na padronização das barras de PMMA em relação do diâmetro e comprimento ósseo.

REFERÊNCIAS

ALIEVI et al. Osteossíntese de úmero em pombos domésticos (*Columba livia*) associando-se pinos metálicos e polimetilmetacrilato intramedulares após osteotomia diafisária. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.60, n.4, p.843-850, 2008.

AMENDOLA, G. F. et al. Aspectos biomecânicos compressivos de diáfises femorais caninas conservadas em glicerina a 98% ou em mel. **Ciência Rural**, v.38, n.5, p.1341-1345, 2008.

AN, Y.H. et al. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. In: AN, Y.H.; DRAUGHN, R.A. **Mechanical testing of bone and the bone-implant interface**. New York, 2000. Cap.2, p.23-40.

CASTANIA, V.A. **Enxerto córtico-esponjoso homogêneo processado quimicamente e esterilizado em óxido de etileno, em cães**. 2002. 72f. Dissertação (Mestrado em cirurgia veterinária) - Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

CORDEY, J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. **Injury, International Journal of the Care of the Injured**, v.31, n.2, p.1-13, 2000.

COWIN, S.C. Bone poroelasticity – Survey Article. In: **Journal of Biomechanics**, v.32, p.217-238, 1999.

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

DIAS, L. G. G. G.; FILHO, J. G. P. Dinamização de fixador esquelético externo conectado ao pino intramedular “tie-in” em tíbia de nove cães. **Revista científica eletrônica de Medicina Veterinária**, v.7, n.12, p.22-30, 2009.

EGGER, E. L. Fixação esquelética externa. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1998. V.2, cap. 123, p.1944-1961.

FLO, G. L. et al. Classificação, diagnóstico e tratamento. In: FLO, G. L. et al. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. 4.ed. Barueri - São Paulo: Manole, 2009. Cap.2, p.28-179.

GARCIA, A. et al. Ensaio de compressão. In: _____. et al. **Ensaio dos materiais**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2000a. Cap.3, p. 44-65.

GARCIA, A. et al. Ensaio de flexão. In: _____. et al. **Ensaio dos materiais**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2000b. Cap.4, p. 66-87.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomecânica e biologia das fraturas. In: SLATTER. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 2003. V.2, cap.126, p.1785-1792.

JOHNSON, A. L. Fundamentos de cirurgia ortopédica e manejo de fraturas. In: FOSSUM, T. W. **Cirurgia de pequenos animais**. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. Cap. 31, p.930-1014.

JUDAS, F. et al. **Estrutura e dinâmica do tecido ósseo**. 2012. 51f. Dissertação (Mestrado em ortopedia e traumatologia) - Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal.

MACCOY, D.M. General principles of avian surgery. **Compendium on Continuing Education for Practicing Veterinarian**, v.13, n.6, p.989-992, 1991.

MARCELLIN-LITTLE, D.J. Fixação esquelética externa. In: SLATTER. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3.ed. Philadelphia: Saunders, 2003. V.2, cap.129, p.1818-1834.

PIERMATTEI, D.L. et al. Fraturas: classificação, diagnóstico e tratamento. In: BRINKER, PIERMATTEI, FLO. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. 4.ed. São Paulo: Manole, 2006. Cap.2, p.28-179.

ROCHA, C.O.J.M. **Comparação da avaliação mecânica de compressão axial em seis modelos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de madeira e parafusos de aço inoxidável 304**. 2008. 77f Dissertação (Mestrado em ortopedia e traumatologia) - Curso de Pós-graduação em Medicina Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ.

ROSS, J.T.; MATTHIESEN. D. The use of multiple pin and methylmethacrylate external skeletal fixation for the treatment of orthopaedic injuries in the dog and cat. In: EDITOR?. **Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology**, 1993. Cap 6. p.115-121.

SCHMAEDECKE, A. **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlockingnail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo *in vitro***. 2007. 144f. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária) - Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária. USP, São Paulo, SP.

SCHWARZ, P.D. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. In: BOJRAB, M.J. **Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1996. Cap.136, p.1161-1181.

SOUZA, S.A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 3,ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1974. Cap 4, p.235-237.

SOUZA, R.A. et al. Propriedades mecânicas do tecido ósseo e risco de fraturas. In: ENCONTRO LATINO AMERICANO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 9.; ENCONTRO LATINO AMERICANO DE PÓS-GRADUAÇÃO, 5., 2009, São José dos Campos-SP. **Anais...** São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba, 2009. 3p.

SOUZA, M.M. et al. Análise da resistência mecânica de 13 cimentos ósseos acrílicos. **Revista Brasileira de Medicina**, v 67, p.15-31, 2010.

VASSEUR, P.B. Sistema musculoesquelético. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3.ed., Barueri- São Paulo: Manole, 2003. V.2. cap.15, p.1774-1785.



Figura 1 - Em A, imagem durante o ensaio de compressão em úmero fresco de suíno. Em B, imagem do osso com fratura metafisária após compressão. Em C, fratura na diáfise umeral no ensaio de flexão.

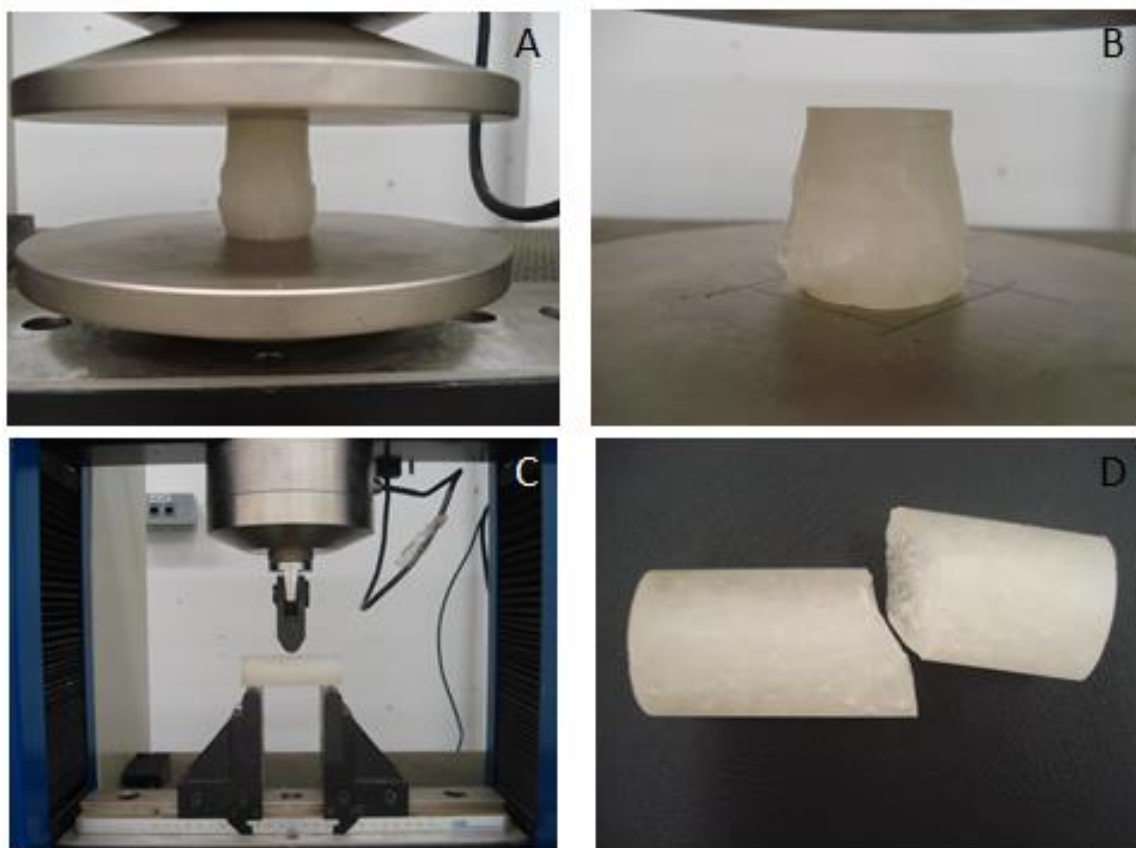


Figura 2 - Em A, ensaio de compressão de barras de PMMA. Em B, deformação plástica após compressão. Em C, ensaio de flexão. Em D, ruptura do corpo de prova após flexão.

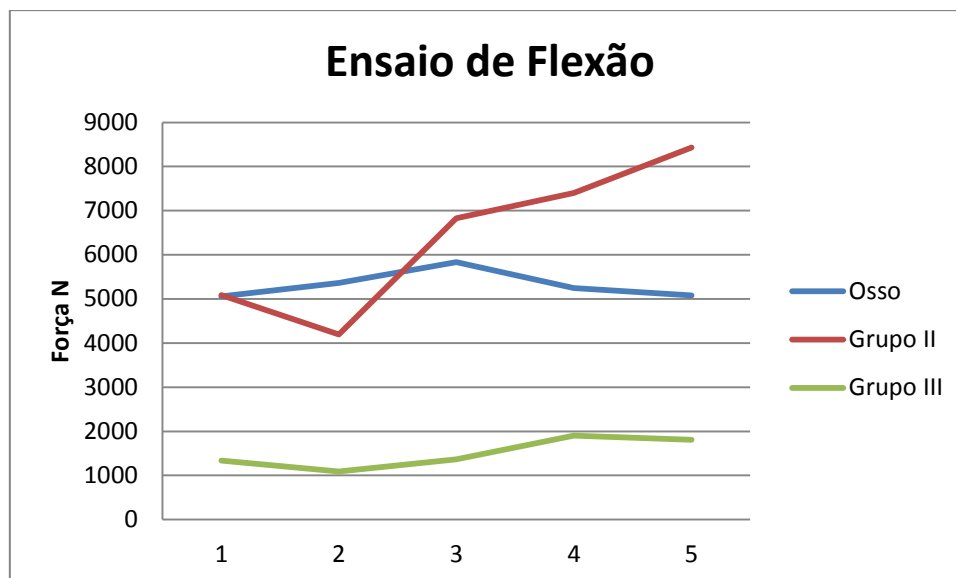


Figura 3 - Ensaio de flexão considerando os valores de resistência (em Newtons) de barras de polimetilmetacrilato (PMMA) de diferentes diâmetros e de úmeros de suínos - Comportamento dos ossos, grupo II (1,0 vez o diâmetro dos úmeros de suínos) e grupo III (0,5 vez o diâmetro dos úmeros de suínos).

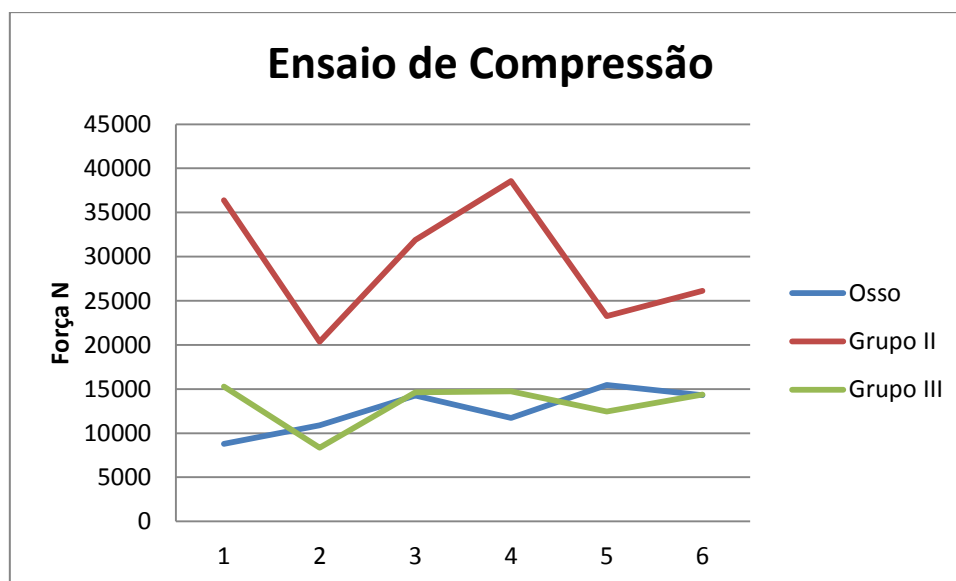


Figura 4. Ensaio de compressão considerando os valores de resistência (em Newtons) de barras de polimetilmetacrilato (PMMA) de diferentes diâmetros e de úmeros de suínos - Comportamento dos ossos, grupo II (1,0 vez o diâmetro dos úmeros de suínos) e grupo III (0,5 vez o diâmetro dos úmeros de suínos).

4 CONCLUSÕES

Seguindo a metodologia empregada, conclui-se:

- Barras conectoras de PMMA do mesmo diâmetro dos úmeros de suínos são mais resistentes do que os ossos no ensaio de compressão;
- Úmeros de suínos resistem mais a força de flexão quando comparados a barras de PMMA com metade do diâmetro ósseo;
- Barras de PMMA com o diâmetro do úmero de suínos são 4.3 vezes mais resistentes do que barras com metade do diâmetro ósseo no ensaio mecânico de flexão.
- Os resultados deste trabalho poderão auxiliar na padronização das barras de PMMA em relação do diâmetro ósseo.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALIEVI et al. Osteossíntese de úmero em pombos domésticos (*Columba livia*) associando-se pinos metálicos e polimetilmetacrilato intramedulares após osteotomia diafisária. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.60, n.4, p.843-850, 2008.

AMENDOLA, G. F. et al. Aspectos biomecânicos compressivos de diáfises femorais caninas conservadas em glicerina a 98% ou em mel. **Ciência Rural**, v.38, n.5, p.1341-1345, 2008.

ANUSAVICE, K. J.; PHILLIPS, R. W. **Phillips' science of dental materials**. Philadelphia: Saunders, 1996.

CASTANIA, V. A. **Enxerto Córdico-Esponjoso Homólogo Processado Quimicamente e Esterilizado em Óxido de Etileno, em Cães**. 2002. 72f. Dissertação (Mestrado em cirurgia veterinária) - Universidade de São Paulo – USP, São Paulo.

CORDEY, J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. **Injury. International Journal of the Care of the Injured**, v.31, n.2, p.1-13, 2000.

COWIN, S. C. Bone poroelasticity – Survey Article. **Journal of Biomechanics**, v.32, p. 217-238, 1999.

CURREY, J. D. The many adaptations of bone. **Journal of Biomechanics**, v.36, n. 10, p. 1487-1495, 2003.

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

DIAS, L. G. G. G.; FILHO, J. G. P. Dinamização de fixador esquelético externo conectado ao pino intramedular “tie-in” em tíbia de nove cães. **Revista científica eletrônica de Medicina Veterinária**, v.7, n.12, p. 12-22, 2009.

EGGER, E. L. Fixação esquelética externa. In: SLATTER, D. **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1998. v.2, cap. 123, p.1944-1961.

FLO, G. L. et al. Classificação, diagnóstico e tratamento. In: FLO, G. L. et al. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. 4.ed. São Paulo: Manole, 2009. cap. 2, p.28-179.

GARCIA, A. et al. Ensaio de compressão. In: GARCIA, A. et al. **Ensaio dos Materiais**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, cap.3, p. 44-65, 2000a.

GARCIA, A. et al. Ensaio de flexão. In: GARCIA, A. et al. **Ensaio dos Materiais**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, cap.4, p. 66-87, 2000b.

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

HULSE, D., HYMAN, B. Biologia e biomecânica das fraturas. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 4.ed. São Paulo: Manole, v.2, cap.126, p.1785-1792, 2007.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomecânica e Biologia das Fraturas. In: SLATTER, D. **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**. 3.ed. Philadelphia: Saunders, v.2, cap.26, p.1785-1792, 2003.

JOHNSON, A. L. Fundamentos de cirurgia ortopédica e manejo de fraturas. In: FOSSUM, T. W. (Ed.). **Cirurgia de Pequenos Animais**. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, cap. 31, p.930-1014, 2008.

JUDAS, F. et al. **Estrutura e Dinâmica do Tecido Ósseo**. 2012. 51f. Dissertação (Mestrado em ortopedia e traumatologia). Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal.

MACCOY, D.M. General principles of avian surgery. **Compendium on Continuing Education for Practicing Veterinarian**, v.13, n.6, p.989-992, 1991.

MARCELLIN-LITTLE, D. J. Fixação Esquelética Externa. In: SLATTER. **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**. 3.ed. Philadelphia: Saunders, v.2, cap.129, p.1818-1834, 2003.

MARTINEZ, S.A. et al. Dissipation of Heat During Polymerization of Acrylics Used for External Skeletal Fixator Connecting Bars. **Veterinary Surgery**, v 26, p.290-294, 1997.

OKRASINSKI. E. R. et al. Biomechanical evaluation of acrylic external skeletal fixation in dogs and cats. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.199, p.1590–1593, 1991.

PIERMATTEI, D.L. et al. Fraturas: Classificação, diagnóstico e tratamento. In: BRINKER, PIERMATTEI, FLO. **Ortopedia e Tratamento de Fraturas de Pequenos Animais**. 4.ed. Manole, cap. 2, p.28-179, 2006.

RAHAL et al. Fixador esquelético pino-resina acrílica e enxerto ósseo esponjoso no tratamento de complicações secundárias à imobilização inadequada de fratura do rádio e ulna em cães. **Ciência Rural**, v.35, n.5, p.1108-1115, 2005.

ROCHA, C. O. J. M. **Comparação da avaliação mecânica de compressão axial em seis modelos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de madeira e parafusos de aço inoxidável 304**. 2008. 77f. Dissertação (Mestrado em ortopedia e traumatologia) - Curso de Pós-graduação em Medicina Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

ROSS, J. T.; MATTHIESEN. D. The use of multiple pin and methylmethacrylate external skeletal fixation for the treatment of orthopaedic injuries in the dog and cat. **Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology**. cap 6. p.115–121, 1993.

SCHMAEDECKE, A. **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlockingnail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo *in vitro***. 2007. 144f. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária) - Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária. USP, São Paulo.

SCHWARZ, P.D. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. In: BOJRAB, M.J. **Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, cap.136, p.1161-1181, 1996.

SOUZA, S.A. **Ensaio Mecânico de Materiais Metálicos**. 3 ed. Edgard Blucher, cap 4, p.235-237, 1974.

VASSEUR, P.B. Sistema musculoesquelético. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. Ed. Malone, Barueri- São Paulo, cap. 15, v2, p. 1774-1785, 2003.

WIKMAN, A. G. M. Acetabular cement temperature in arthroplasty. Effect of water cooling in 19 cases. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v 63, p.543–544, 1992.

6 ANEXOS (Tabelas 1, 2 e 3)

Tabela 1– Média de comprimento, circunferência, ensaio de compressão e flexão dos úmeros de suínos com as respectivas médias aritméticas e desvio padrão.

Nº osso	Média Comprimento (cm)	Média Circunferência (cm)	Compressão (N)	Flexão (N)
1	17,2	8	8801,5	
2	17	8,1	10892	
3	18,9	8		5060,1
4	17,2	8,1		5366,2
5	20,5	8,3		5835,1
6	19	8,2		5245,7
7	18,5	8,1		5076,4
8	16	7,1		2901,3
9	17,5	8		5483,4
10	18,1	8,4		5825,3
11	17,7	7,5		4255,8
12	18	8,3		4998,3
13	15,8	7,5		4080
14	18,2	8,4		3487,4
15	18,5	8,1	14262	
16	17,5	8,4	11739	
17	18,2	8,5	15467	
18	17,9	8,4	14298	
19	17,2	7,6	9185,7	
20	17,9	8	11091	
21	16	7,7	8514,9	
22	17,7	8,3	11247	
23	19,8	8,1	16773	
24	15,5	7,9	7225,5	
Média	17,74	8,04	11624,71	4801,25
Desvio padrão	1,17	0,34	2876,49	886,69

Tabela 2 - Ensaio de compressão e flexão com média aritmética e desvio padrão de barras de PMMA com mesmo diâmetro de úmeros de suínos.

G2 F(N)	Compressão Força(N)	Flexão Força (N)
1	36391	5086,2
2	20358	4197,2
3	31907	6828,2
4	38563	7404,6
5	23252	8430,3
Média e Desvio Padrão	30094,20 ± 7159,13	6389,30 ± 1542,24

Tabela 3 – Ensaio de compressão e flexão com média aritmética e desvio padrão de barras de PMMA com metade do diâmetro de úmeros de suínos.

G3 F(N)	Compressão Força(N)	Flexão Força (N)
1	15291,0	1338,3
2	8342,4	1090,8
3	14640,0	1367,6
4	14725,0	1901,6
5	12468,0	1810,4
Média e Desvio Padrão	13093,28 ± 2563,07	1501,74 ± 306,18