



Ciência Rural

ISSN: 0103-8478

cienciarural@mail.ufsm.br

Universidade Federal de Santa Maria

Brasil

Dalmolin, Fabíola; Lemos Pinto Filho, Saulo Tadeu; Machado Cortes, Andrieli; Veloso Brun, Maurício;

Cauduro, Carlos Roberto; Wallau Schossler, João Eduardo

Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos

Ciência Rural, vol. 43, núm. 9, septiembre, 2013, pp. 1675-1682

Universidade Federal de Santa Maria

Santa Maria, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=33127850022>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

## Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos

Bone biomechanics and biomechanics essays - theoretical foundations

**Fabíola Dalmolin<sup>I</sup> Saulo Tadeu Lemos Pinto Filho<sup>I</sup> Andrieli Machado Cortes<sup>I</sup> Maurício Veloso Brun<sup>I</sup>  
Carlos Roberto Cauduro<sup>II</sup> João Eduardo Wallau Schossler<sup>I\*</sup>**

### - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA -

#### RESUMO

*O conhecimento das propriedades mecânicas do osso e das fraturas é importante nas ciências da saúde. Entretanto, os conceitos e princípios que determinam seu entendimento geralmente não são claros para os profissionais atuantes na área médica. Esta revisão objetiva trazer conceitos básicos e informações acerca da biomecânica dos ossos, assim como algumas modalidades de ensaios biomecânicos. Por meio desses últimos, são realizadas pesquisas para avaliação e/ou comparação de diferentes dispositivos de fixação e implantes ortopédicos, utilizando ossos de cadáveres, modelos matemáticos, assim como ossos sintéticos, todos métodos alternativos à experimentação animal. Embora os ensaios biomecânicos sejam amplamente conhecidos e difundidos em alguns países, observa-se em território nacional a subutilização de pesquisas nessa área da ortopedia.*

**Palavras-chave:** ortopedia, força, implantes, fratura.

#### ABSTRACT

*The knowledge of the mechanical properties of bone and fractures is important in health sciences. Although, the concepts and principles that determine their understandings often are not clear to the professionals that working in the medical fields. This review aims to bring basic concepts and information about the biomechanics of bones, and some types of biomechanical tests. Through these tests, surveys are developed for evaluation and/or comparison of different fixation devices and orthopaedic implants using cadaveric bones, mathematical models, as well as synthetic bones, all alternatives to animal experimentation. Although, the biomechanical tests are widely known and disseminated in other countries, but it is underutilized in Brazilian orthopaedics research.*

**Key words:** orthopaedic, strength, implants, fracture.

#### INTRODUÇÃO

Biomecânica é a mecânica aplicada aos sistemas biológicos (SCHWARZ, 1996), determinando informações básicas que proporcionam conhecimento necessário para o entendimento das influências mecânicas sobre os processos de reparação óssea (SCHMAEDECKE, 2007). A compreensão básica da biomecânica, das propriedades estruturais e materiais do osso, assim como dos efeitos que as forças apresentam em ossos longos, permitem ao cirurgião ortopédico tomar decisões racionais na escolha do método mais adequado para fixação das fraturas (RADASCH, 1999).

Consideram-se duas principais razões que justificam o estudo das propriedades biomecânicas dos ossos para ortopedia. A primeira é que esse conhecimento possibilita delinear o comportamento ósseo em vida, considerando, entre outros aspectos, quais forças musculares que estes podem suportar e qual o impacto de energia que podem absorver. A segunda é que, pelo conhecimento do comportamento mecânico ósseo, entende-se qual o comportamento desse tecido, a maneira que se comporta como

<sup>I</sup>Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Hospital Veterinário Universitário, Prédio 97, Av. Roraima 1000, 97105-900, Cidade Universitária, Santa Maria, Rio grande do Sul, Brasil. E-mail: schossler\_joao@yahoo.com.br.

\*Autor para correspondência.

<sup>II</sup>Colégio Técnico Industrial, UFSM, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

material e como sua particular arquitetura determina suas propriedades biomecânicas (CURREY, 1970).

O tecido ósseo é aperfeiçoado para sustentar as cargas aplicadas pelo deslocamento fisiológico, estando relacionadas tanto suas propriedades materiais como com sua geometria estrutural e transversal (DINIZ et al., 2009). Devido à função que desempenham, os ossos são constantemente submetidos a diversos tipos de esforços, semelhante a estruturas utilizadas na engenharia (SOUZA, 2009). Por meio da biomecânica, compreende-se as forças e momentos que o esqueleto apendicular deve resistir, permitindo aos cirurgiões avanços substanciais na substituição total de articulações, no *design* da fixação de fraturas (MARKEL et al., 1994), na compreensão acerca da remodelação óssea (PRENDERGAST et al., 2005; NISHIOKA et al., 2010), no entendimento das fraturas decorrentes do exercício e do trauma (MARKEL et al., 1994) e de como transcorrem o reparo e a reconstrução óssea (PRENDERGAST et al., 2005). Para tanto, é necessária a compreensão da biomecânica do osso normal intacto, dos fraturados e da mecânica dos implantes empregados (HULSE & HYMAN, 2007).

Por esses motivos, testes biomecânicos têm se tornado mais comuns (DALLABRIDA, 2005). A área da biomecânica é vasta e apresenta numerosas variáveis a serem analisadas (NISHIOKA et al., 2010), tornando necessário considerar três aspectos especialmente importantes: a composição e propriedades do material, sua geometria e a força atuante (CORDEY, 2000). Assim, no presente trabalho, objetivou-se revisar a biomecânica dos ossos e tecer considerações quanto à realização dos estudos biomecânicos, assim como salientar algumas das possíveis mensurações realizadas a partir dessa metodologia.

## DESENVOLVIMENTO

### Propriedades biomecânicas do tecido ósseo

O tecido ósseo sustenta e estrutura o corpo, sendo considerado órgão fisiológico e estrutura anatômica (SOUZA et al., 2009). Sua deformação durante a locomoção varia de 0,04-0,3%, raramente excedendo 0,1% (GUSMÃO & BELANGER, 2009). Entretanto, o comportamento das fraturas depende em grande parte das propriedades materiais do tecido ósseo (CASTRO JR. et al., 2008), as quais podem ser influenciadas por diferentes fatores, como a densidade óssea, a orientação das fibras colágenas (MELO FILHO, 2012), a porosidade, o conteúdo mineral (MESQUITA et al., 2010; MELO FILHO,

2012), a idade do animal e a sua conformação anatômica (MESQUITA et al., 2010).

Os ossos são objetos físicos que têm comportamento, em situações normais e patológicas, similar ao de outros objetos. A lei da elasticidade de materiais sólidos descrita por Robert Hooke demonstra que existe uma relação linear entre força aplicada e deformação de um objeto sólido (GURGEL, 2002). Materiais como o osso, cujas características de tensão-deformação e de resistência dependem da velocidade de deformação aplicada, são considerados viscoelásticos (HUISKES & VAN RIETBERGEN, 2005), pois se distendem vagarosamente sobre baixa carga, considerando que, quanto maior o tempo de aplicação da carga, mais se distendem, embora de maneira mais lenta com o passar do tempo (SOUZA et al., 2009).

O osso não é completamente dúctil nem frágil, mas uma combinação dessas características (DINIZ et al., 2009). A porção orgânica corresponde a 35% da matriz extracelular, sendo responsável pela resistência à fratura, compressão e tração, conferindo maleabilidade tecidual sem que ele perca clinicamente sua dureza. Já a resistência à deformação deve-se aos componentes inorgânicos que constituem 65% da matriz (CASTRO JR et al., 2008). Ossos corticais e esponjosos possuem composição similar 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. No osso esponjoso (ou trabecular), não existem canais harvesianos, sendo o tecido depositado 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).

O osso cortical apresenta anisotropia (SCHWARZ, 1996), o que significa que as propriedades mecânicas não são iguais em todas as direções e dependem da direção de aplicação de carga (SOUZA et al., 2009). Ossos são mais resistentes na orientação longitudinal do que tangencial ou radial; isso se deve principalmente ao fato dos ósteons serem orientados ao longo do eixo ósseo e justapostos entre si (CORDEY, 2000; HUISKES & VAN RIETBERGEN, 2005). Assim, se o osso cortical receber carga na direção perpendicular aos ósteons, tenderá a fraturar de maneira mais quebradiça (SCHWARZ, 1996).

Após sofrer lesão, diferentemente dos tecidos conjuntivos, o osso é capaz de cicatrizar pela deposição de tecido ósseo (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 2004). Segundo a Lei de Wolff, sua

forma é dada pelas cargas fisiológicas aplicadas a ele, que se adapta dinamicamente através da estrutura e da quantidade óssea (CORDEY, 2000). Tal lei descreveu possíveis alterações ósseas, mas não os mecanismos dessas alterações, como, por exemplo, as características morfológicas dos diversos tipos de tecidos. Hoje se sabe que existem diferenças significativas entre as estruturas ósseas, e também que modelos isotrópicos de estruturas ósseas não respeitam as diferenças entre os diversos tipos de tecidos ósseos, apresentando aplicabilidade limitada (GURGEL, 2002). Quando um estímulo mecânico externo produz deformação no tecido ósseo, ocorre na célula deformação na direção circular e tensão de cisalhamento, que atuam sobre a membrana plasmática dos osteócitos e são transmitidos por toda a célula através de uma complexa rede que conecta a membrana plasmática ao núcleo, num processo chamado mecanotransdução (GUSMÃO & BELANGER, 2009). Presume-se que cargas mecânicas aplicadas ao osso sejam transduzidas pelo esqueleto via sinais mecânicos e são detectadas por determinadas células que geram sinais bioquímicos, regulando a formação e reabsorção óssea (GURGEL, 2002). Um exemplo de reabsorção óssea, observado devido a essas condições biomecânicas (*stress* de proteção), é a reabsorção óssea na região logo abaixo das placas de compressão dinâmica (BERNARDÉ et al., 2002).

#### Definições biomecânicas

A força causa aceleração ou movimento de um corpo, ou, quando este é bloqueado, provoca deformação (CORDEY, 2000). O momento de uma força é o resultado da aplicação de determinada força com um braço de alavanca, que produz assim tensões de flexão, no sentido longitudinal, que provocam o encurvamento (CORDEY, 2000) ou tensões de cisalhamento, que provocam a torção (PRENDERGAST et al., 2005). Como a energia absorvida por toda a diáfise do osso íntegro é maior que a absorvida somente pela diáfise, há dissipação da força nessa região, a qual é chamada braço de força (MARKEL et al., 1994).

Quando uma força é aplicada a um objeto bloqueado, este se deforma. Se a deformação é de tal ordem que quando 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 mais capaz de reverter sua forma original, têm-se o “ponto de quiescência”. A deformação permanente é denominada “deformação plástica” e, finalmente, com a continuidade da

aplicação da carga, obtém-se o “ponto de fratura” (SCHWARZ, 1996). Dessa maneira, tem-se que fraturas em ossos ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do tecido ósseo supera sua capacidade de resistência (SCHMAEDECKE, 2007).

As forças a que os ossos longos estão submetidos podem ser fisiológicas ou não. As não fisiológicas ocorrem em situações incomuns como acidentes automobilísticos e quedas. Quando excedem a resistência limite do osso, originam fraturas. As fisiológicas são geradas pela sustentação do peso corporal, contração muscular e atividade física. Dificilmente excedem a resistência óssea, provocando fraturas apenas em casos excepcionais (HULSE & HYMAN, 2007). Assim, o tamanho, a forma e a resistência do osso são regulados em parte por essas forças mecânicas durante as atividades físicas diárias (CULLEN et al., 2001). As forças fisiológicas são complexas e sobrepostas, devendo ser consideradas separadamente para análise mecânica (CORDEY, 2000), pois, embora o osso seja submetido a várias forças interna e externamente geradas que podem surgir individualmente, tipicamente, estas o fazem de maneira combinada.

“As forças axiais de compressão” ocorrem ao longo do eixo longitudinal do osso (SCHWARZ, 1996), produzindo compressão. Se essa força for excêntrica, uma “tensão de flexão” é produzida, sendo esta mais importante que somente a compressão concêntrica (CORDEY, 2000). As “forças de cisalhamento” estão presentes na inserção de músculos e ligamentos, produzindo tensões de cisalhamento, e as tensões de flexão ocorrem no plano craniocaudal ou mediolateral (SCHWARZ, 1996), fazendo com que o osso se encurre em relação ao seu eixo (HULSE & HYMAN, 2007). As tensões “cisalhantes” também podem ser resultantes da aplicação de torque (CORDEY, 2000) e a “força de flexão” é a mais importante em biomecânica, pois provoca encurvamento de um corpo (CORDEY, 2000). O “momento de torção” ocorre na direção interna ou externa, em torno do eixo longitudinal do osso (SCHWARZ, 1996), quando uma força faz com que o objeto gire em torno de seu eixo (HULSE & HYMAN, 2007).

Assim, por ação de forças compressivas, são originadas fraturas transversais, mas, devido ao comportamento anisotrópico do osso, as linhas de pressão podem ser oblíquas. Sob tensão, um osso irá fraturar na direção perpendicular à carga aplicada. No caso das forças de cisalhamento, estas agem paralelamente à superfície, deformando-o angularmente. Cargas de flexão promovem

fraturas que iniciam no lado tênsil e progridem transversalmente ao lado sob compressão. Pela aplicação de forças torcionais, criam-se fraturas em espiral e, com rápida aplicação de carga e grandes velocidades de deformação ocorrem as cominutas. Por fim, fraturas por fadiga ocorrem quando o número de aplicações de carga cíclica superam a energia que o osso suporta (SCHWARZ, 1996).

Se uma força é aplicada a um corpo, este diminui seu comprimento e se alarga levemente, originando uma tensão de compressão. Tem-se a tensão (*stress*) ( $\sigma$ ) como a relação entre força aplicada e área do corpo:  $\sigma = F/A$  (CORDEY, 2000). A flexão, a tração, a compressão, o torque e a força de cisalhamento, que originam tensões, causam deformação óssea, quer atuando isoladamente ou combinadamente. Assim, a deformação (*strain*) ( $\epsilon$ ) ao longo de um eixo é a deformação relativa de um corpo, conforme a equação  $\epsilon = \Delta L/L$ , em que "L" é o comprimento inicial do corpo e  $\Delta L$  a sua variação (CULLEN et al., 2001). A deformação de compressão ocorre se as cargas são aplicadas de modo que um material torne-se mais curto; já deformações de tração ocorrem quando o material é esticado; por fim, deformações de cisalhamento são originadas se determinada região de um material desliza em relação à outra adjacente (TURNER & BURR, 1993).

A relação tensão-deformação (Lei de Hooke) postula que, quando dado material é tracionado, a força aplicada a este é proporcional à deformação causada na região elástica, havendo relação constante entre a magnitude da força externa e a quantidade de deformação (ANDOLFATO et al., 2004). A relação entre tensão-deformação é dada pela fórmula  $\sigma = E\epsilon$ , em que "E" é o módulo de Young, a primeira e mais importante característica de um material (CORDEY, 2000).

*In vitro*, demonstrou-se que a deformação necessária para os osteócitos responderem ao estímulo mecânico é 10 a 100 vezes maior do que o necessário para o tecido ósseo como um todo (~1 a 10%). Se o *strain* usado para estimular osteócitos fosse utilizado no tecido ósseo, este sofreria fratura. Essa aparente contradição foi explicada e justificada pelo modelo matemático experimental de You et al. em 2001, citado por GUSMÃO & BELANGERO (2009). Esse modelo explica que o sistema canalicular, nos quais os osteócitos estão inseridos, serve como amplificador da deformação mecânica gerada pela atividade física.

O efeito piezoelétrico é uma resposta biológica ao estímulo mecânico que permite observar no osso a produção de carga elétrica negativa em áreas de compressão e carga elétrica positiva

nas de tração. Na prática, a hiperpolarização está associada à osteogênese, enquanto a despolarização está associada à reabsorção óssea (GUSMÃO & BELANGERO, 2009).

#### Testes biomecânicos

Testes biomecânicos podem ser realizados com várias finalidades: para testar e/ou comparar diferentes métodos de fixação (BERNARDÉ et al., 2003; SCHMAEDECKE, 2007; MESQUITA et al., 2010); a fim de testar a resistência de diferentes implantes (MESQUITA et al., 2010); ou ainda para estudar a distribuição das tensões no osso e o deslocamento interfragmentário após aplicação de determinado método de estabilização de fraturas (BERNARDÉ et al., 2003; SCHMAEDECKE, 2007).

As análises biomecânicas podem ser realizadas utilizando modelos computacionais, o método dos elementos finitos, ou modelos *in vitro*. Com frequência, métodos *in vitro* e *in vivo* são utilizados para validar os modelos computacionais, já que estes são a simplificação de um sistema real (PRENDERGAST et al., 2005).

O melhor resultado de um teste biomecânico com ossos será obtido se houver planejamento com detalhes que incluem a fonte de ossos, os procedimentos de colheita, os métodos de estocagem, a preparação das amostras para teste e os testes propriamente ditos (AN et al., 2000). Aspectos importantes das condições de ensaio e manutenção dos ossos por vezes são esquecidos, tais como a preservação e hidratação da amostra e a temperatura da sala de realização do teste. Deve-se lembrar de que a hidratação da amostra precisa ser observada principalmente nos testes cíclicos (TURNER & BURR, 1993). Os autores deste estudo realizam hidratação dos ossos tanto durante o congelamento como no descongelamento com solução fisiológica, devido ao pH deste ser semelhante ao do organismo de onde é colhido, e também devido a sua esterilidade, que minimiza a degradação precoce da amostra por contaminação. Além disso, o transporte dos ossos entre diferentes ambientes é realizado com eles acondicionados em caixas térmicas e envoltos por compressas umedecidas com a mesma solução.

Em estudo biomecânico realizado com ossos íntegros caninos, não foram observadas diferenças significativas entre os membros direito e esquerdo de um mesmo cão, quando comparadas suas reações em relação às forças de atuação (SCHMAEDECKE, 2007), sendo esta boa possibilidade para comparar dois métodos de estabilização de fraturas. Adicionalmente,

aconselham-se exames radiográficos prévios, a fim de descartar anormalidades ósseas que poderiam comprometer o resultado do estudo (MESQUITA et al., 2010). Quanto às fontes de ossos para testes, há várias. A primeira é a coleta de pacientes em cirurgias, sendo esse método limitado. A obtenção da amostra pode ser de cadáveres, mas sempre que possível esta deve ser colhida imediatamente após a morte ou eutanásia, a fim de evitar autólise. Os efeitos nas propriedades mecânicas advindos da estocagem a -20°C por curtos períodos são pequenos, sendo o máximo efeito reportado à redução de 4,6% da força torsional do osso. Não foram verificados efeitos significantes do congelamento por sete a oito meses, assim como ossos congelados a -20°C por oito meses. Como nenhum teste com ossos armazenados por períodos acima deste foi realizado, desencoraja-se seu uso (AN et al., 2000).

Outra forma utilizada para testar implantes são ossos sintéticos. Sua rápida difusão foi justificada pelas vantagens que eles oferecem em relação aos reais, que, dentre outras, podemos citar a variabilidade, difícil disponibilidade, manipulação e preparação das amostras de cadáveres. Além disso, a variabilidade entre as tensões de amostras de fêmures cadavéricos implica que, para se obter uma margem de confiança de 95%, é necessária uma amostra com várias centenas de fêmures. Num estudo, fêmures sintéticos foram comparados a espécimes de cadáveres, não sendo observadas diferenças significativas entre eles. Além disso, a variabilidade da tensão observada nestes foi 20 a 200 vezes inferior do que nos fêmures de cadáveres (CRISTOFOLINI et al., 1996). Entretanto, segundo HEINEY et al. (2009), esses tipos de ossos foram escolhidos para um estudo somente por apresentarem comportamento biomecânico semelhante aos dos ossos de indivíduos jovens.

Em qualquer teste *ex vivo* de construções biomecânicas ortopédicas, as condições de carga sobre um membro não podem ser exatamente reproduzidas (GOH et al., 2009). Vários testes biomecânicos foram realizados, sendo mais frequentemente relatados os de tração, compressão, flexão em três ou quatro pontos, torção, cisalhamento puro, fadiga e micro ou nanopenetração (MELO FILHO et al., 2012). As ferramentas básicas de ensaio biomecânico incluem uma máquina mecânica de ensaio, transdutores para medição de tensão e um sistema para gravação dos dados de stress e tensão.

As máquinas de ensaio permitem aplicação de cargas numa variedade de taxas e magnitudes, sendo equipadas com célula de carga, a qual mede a

carga aplicada que é lida em um computador, assim como a leitura da deformação. A partir de programa específico, obtém-se a curva de tensão *versus* deformação (TURNER & BURR, 1993) (Figura 1A e 1B). Pela inclinação da curva, identifica-se, na porção linear da região elástica, o módulo de Young, enquanto, na região plástica, observa-se a energia total absorvida durante o teste e a resistência final (SCHWARZ, 1996).

Quando os pés de um indivíduo entram em contato com o solo, este responde com reação igual e direção oposta, e a magnitude desta força varia com a aceleração do corpo e distribuição do peso. Observou-se, durante a marcha lenta de cães, que a força de reação do solo foi de 30% do peso corporal para cada membro torácico e 20% para o pélvico. Em decorrência da aceleração (trote ou corrida) e aplicação de carga de impulso (salto), esta pode aumentar cinco vezes ou mais (HULSE & HYMAN, 2007). Assim, várias velocidades de aplicação de força foram utilizadas em testes biomecânicos com fêmures caninos para avaliar dispositivos de fixação, visando a obter dados de testes *in vitro* para responder as questões que decorreriam da aplicação *in vivo*. Dentre outros, SCHMAEDECKE (2007) utilizou velocidade de aplicação de carga compressiva na ordem de 20mm min<sup>-1</sup>, enquanto BERNARDÉ et al. (2003) e MESQUITA et al. (2010) utilizaram 25mm min<sup>-1</sup>. Quanto ao tipo de força simulada, através da aplicação de carga axial excêntrica na cabeça femoral, conseguiu-se a combinação quase fisiológica da compressão axial, momento de flexão e torque (GOH et al., 2009).

Como, em geral, as deformações superficiais dos corpos não são perceptíveis a olho nu, necessita-se de um sensor para realizar a sua leitura (NISHIOKA et al., 2010). Assim, pode ser usado o *strain-gage*, *strain-gauge* ou extensômetro de resistência elétrica, que é um pequeno sensor que, quando afixado à superfície de um objeto, mensura a tensão presente (TURNER & BURR, 1993; CORDEY & GAUTIER, 1999) através da medida da deformação relativa superficial. Esse sensor converte a deformação em unidade elétrica (Volt), cujo sistema de aquisição armazena e processa as leituras. Há muitos tipos de *strain-gages*, dependendo dos propósitos de aplicação, tamanhos e tipos de materiais (ANDOLFATO et al., 2004), mas, em testes biomecânicos com ossos, os com metal depositado em material polimérico são mais usados (CORDEY & GAUTIER, 1999). Com relação à forma, existem uniaxiais, biaxiais e, em padronizações especiais, como o de três eixos (roseta) (ANDOLFATO et al.,

2004) (Figura 1C), sendo os últimos preferidos para testes em ossos, pois permitem a medição das tensões em diferentes direções (CORDEY & GAUTIER, 1999). Além disso, *strain-gages* também podem ser usados como transdutores na medição de força, pressão, torque e deslocamento (ANDOLFATO et al., 2004) (Figura 1B).

Dentre as vantagens estão: a possibilidade de mensurar as deformações em várias partes de uma estrutura com boa precisão sem destruir a estrutura, permitindo análise quantitativa da distribuição de deformações em condições reais; o reduzido tamanho e pequeno peso do equipamento; a facilidade de sua utilização; a capacidade de obter medições dentro de ampla faixa de temperatura; e a possibilidade de servir como transdutores na medição de várias quantidades físicas como força, pressão, torque e deslocamento (ANDOLFATO et al., 2004). Circuitos elétricos especiais são empregados para medir as variações de resistência dentro de um circuito elétrico, sendo a Ponte de Wheatstone o mais utilizado, pois apresenta maior precisão para medidas de pequenas variações

de resistência (Figura 1D) (TURNER & BURR, 1993).

Os ossos reagem às cargas pela remodelação, a qual pode ser construtiva ou destrutiva, de acordo com o estresse mecânico ao qual o osso é submetido. Se o tecido ósseo for sobrecarregado, ou seja, submetido a forças que causam deformações plásticas (produzem lesões internas sem que ocorra fratura), ele reage a essa sobrecarga com rápida e massiva hipertrofia (SOUZA, 2009). Sabe-se que a ausência de deformação dinâmica resulta na falta de indução mecânica para formação de calo e que quantidades muito pequenas de tensão induzem formação de calo, sendo os valores até 2% tolerados pelo tecido ósseo lamelar e de até 10% tolerados pela configuração tridimensional do tecido ósseo (PERREN, 2002). Entretanto, em casos de deformação interfragmentar entre 10% e 30%, a reabsorção óssea tende a prevalecer (CLAES, 2011).

Os autores do presente trabalho observaram, durante a realização de ensaios, algumas informações que igualmente merecem atenção. Os testes podem ser

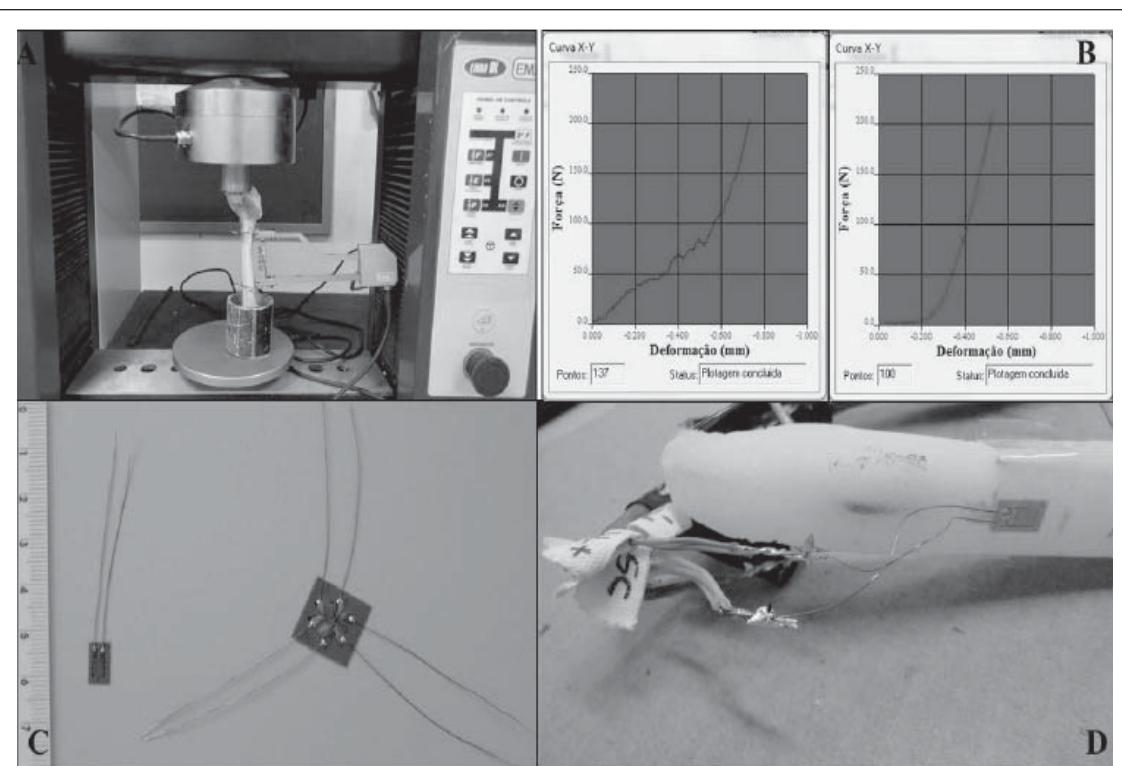


Figura 1: Em “A”, corpo de prova montado em base metálica, fixado por resina acrílica polimerizável, durante a aplicação de carga excêntrica por máquina de ensaios; observar elemento transdutor de deslocamento fixado ao corpo de prova (clip-gage). Em “B”, deformações mensuradas através de distintos posicionamentos do clip-gage por sistema computacional durante aplicação de carga excêntrica a um corpo de prova. Na figura “1C”, dois tipos de strain-gages para medição de deformações; à esquerda do tipo uniaxial e à direita, tipo triaxial ou roseta. Em “1D”, visualiza-se o circuito Ponte de Wheatstone para coleta de dados durante a realização de ensaios biomecânicos.

de natureza destrutiva e não destrutiva; os primeiros objetivam verificar a força máxima suportada por um corpo de prova em determinada situação de aplicação de força, seja ela cíclica ou progressiva. Já os não destrutivos permitem aplicar forças em diferentes sentidos, sendo considerados mais interessantes, pois permitem a reprodução das forças fisiológicas em um mesmo corpo de prova, reduzindo custos da pesquisa e permitindo maior riqueza de resultados.

Também se observou a necessidade da fixação do corpo de prova pela sua extremidade distal durante a aplicação de força, a fim de evitar sua movimentação e, consequentemente, o comprometimento dos resultados. Para isso, vários métodos foram testados, tais como anteparos metálicos e o uso resina acrílica autopolimerizável. Os autores constataram melhores resultados na avaliação de fêmures ao se combinar o uso de um cilindro de aço, no qual se colocou a extremidade distal óssea. A esse cilindro foi adicionada resina acrílica autopolimerizável de metilmetaacrilato (Figura 1B); a fim de proporcionar maior estabilidade e garantir maior confiabilidade ao teste, pode-se ainda, após solidificação da resina acrílica, fixá-la firmemente com parafusos a uma base sólida.

Com relação aos tipos de ossos, observaram-se vantagens e desvantagens no uso dos orgânicos e sintéticos. Os sintéticos permitem o treinamento para a aplicação de implantes numa situação muito próxima da real. Entretanto, por mais que se busque a padronização das amostras biológicas ósseas, considerando-se fatores como o comprimento e o diâmetro do canal medular ósseo, a idade dos animais e a ausência de enfermidades, observou-se dificuldade na padronização destas, diferentemente do verificado com ossos sintéticos. Assim, deve-se avaliar quais desses fatores mais interferirão nos resultados finais dos ensaios antes de optar-se pelo uso do tecido biológico ou sintético.

## CONCLUSÃO

Os testes biomecânicos devem ser considerados como um dos pontos iniciais dos estudos em ortopedia. Possuem grande importância na ortopedia e tem a vantagem de serem realizados de maneira randomizada, em ensaios *ex vivo*, precedendo ou evitando testes em cobaios. Justifica-se a relevância e valorização desse tipo de teste, assim como do conhecimento da biomecânica das fraturas para completa formação e melhor atuação do cirurgião ortopédico. Apesar de existirem vários métodos utilizados com sucesso, é preciso reconhecer que é

necessário ampliar o número de testes biomecânicos disponíveis.

## REFERÊNCIAS

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: CRC, 2000. Cap.2, p.23-40.

ANDOLFATO, R.P. et al. **Extensometria básica**. Ilha Soleira. Núcleo de Ensino e Pesquisa da Alvenaria Estrutural – Universidade Estadual de São Paulo, 2004. 45p. (Boletim Técnico).

BERNARDÉ, A. et al. An in vitro biomechanical comparison between bone plate and interlocking nail. 3-D interfragmentary motion and bone strain analysis. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.15, p.57-66, 2002.

CASTRO JR, A.F. et al. Embriologia e histofisiologia do tecido ósseo: revisão de literatura e bases histofisiológicas das principais doenças ósseas metabólicas. **Boletim do Centro de Biologia da Reprodução**, v.27, n.1/2, p.27-32, 2008. Disponível em: <<http://www.editoraufjf.com.br/revista/index.php/boletimcbr/article/viewFile/595/532>>. Acesso em: 02 ago. 2012.

CLAES, L. Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locked plating. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.25, n.2, Suppl, p.S4-S7, 2011. Disponível em: <<http://link.periodicos.capes.gov.br.ez47.periodicos.capes.gov.br/>>. Acesso em: 10 ago. 2012. doi:10.1097/BOT.0b013e318207093e.

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. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002013830080039X>>. Acesso em: 21ago. 2012. doi:10.1016/S0020-1383(00)80039-X.

CORDEI, J.; GAUTIER, E. Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part I: Theoretical and technical aspects. **Injury, International Journal of the Care of the Injured**, v.30, n.1, p.7-13, 1999.

CRISTOFOLIN, L. et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics**, v.2, n.4, p.525-435, 1996. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929095000844>>. Acesso em: 23 ago. 2012.

CULLEN, D.M. et al. Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number. **Journal of Applied Physiology**, v.91, n.5, p.1971-1976, 2001. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/content/91/5/1971.short>>. Acesso em: 10 ago. 2012. doi:10.1111/j.1469-7793.1998.889ba.x.

CURREY, J.D. The mechanical properties of bone. **Clinical Orthopaedics & Related Research**, v.73, p.210-231, 1970.

DALLABRIDA, A.L. et al. 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.

DINIZ, J.S. et al. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. 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.

GEMMILL, T. Advances in the management of diaphyseal fractures. **In Practice**, v.29, n.10, p.584-593, 2007. Disponível em: <<http://inpractice.bmjjournals.com/content/29/10/584.full.pdf+html>>. Acesso em: 15 ago. 2012. doi: 10.1136/inpract.29.10.584.

GOH, C.S.S. et al. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate-rod fixation and anatomically contoured, conventional plate-rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. **American Journal Veterinary Research**, v.70, n.1, p.23-29, 2009. Disponível em: <[http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/ajvr.70.1.23](http://avmajournals.avma.org/doi/abs/10.2460/ajvr.70.1.23?journalCode=ajvr)>. Acesso em: 15 ago. 2012. doi:10.2460/ajvr.70.1.23.

GURGEL, J.L. **Respostas ósseas a cargas mecânicas**. 2002. 103f. Memória de licenciatura apresentada ao Instituto de Educação Física e Desportos da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, RJ.

GUSMÃO, C.V.B.; BELANGER, W.D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.44, n.4, p.299-305, 2009. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbort/v44n4/a03v44n4.pdf>>. Acesso em: 5 jul. 2012. doi:10.1590/S0102-36162010000700001.

HEINEY, J.P. et al. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (IM) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate. **Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care**, v.66, n.2, p.443-449, 2009. Disponível em: <[http://journals.lww.com/jtrauma/Abstract/2009/02000/Distal\\_Femoral\\_Fixation\\_A\\_Biomechanical.22.aspx](http://journals.lww.com/jtrauma/Abstract/2009/02000/Distal_Femoral_Fixation_A_Biomechanical.22.aspx)>. Acesso em: 2set. 2012. doi: 10.1097/TA.0b013e31815edeb8.

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

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

JUNQUEIRA, C.L.; CARNEIRO, J. O tecido ósseo. In: **Histologia básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. Cap.8, p.136-153.

MARKEL, M.D. et al. Mechanical properties of long bones in dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v.55, n.8, p.1178-83, 1994.

MELO FILHO, E.V. et al. Utilização da tomografia computadorizada quantitativa como teste de resistência para avaliação de placas ósseas. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.64, n.3, p.766-768, 2012. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352012000300033&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352012000300033&script=sci_arttext)>. Acesso em: 3 set. 2012. doi: 10.1590/S0102-09352012000300033.

MESQUITA, L.R. et al. Atuação das forças de compressão e flexão sobre fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos estabilizados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea(plate-nail) e com a associação do pino intramedular e placa óssea(plate-rod) – estudo comparativo. In: CONGRESSO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE, 19., 2010, Lavras-MG. **Anais...** Disponível em: <<http://www.sbpnet.org.br/livro/lavras/resumos/937.pdf>>. Acesso em: 24 ago. 2012.

NISHIOKA, R.S. et al. Estudo da ocorrência de micro deformações ao redor de três implantes de hexágono externo, sob a influência da fundição de coifas plásticas e usinadas. **Brazilian Dental Science**, v.13, n.3, p.15-21, 2010. Disponível em: <<http://ojs.fosje.unesp.br/index.php/cob/article/viewFile/63/587>>. Acesso em: 24 ago. 2012.

PRENDERGAST, P.J. et al. Analysis of muscle and joint loads. In: MOW, V.C.; HUISKES, R. **Basic orthopaedic biomechanics and mechanobiology**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. Cap.2, p.29-90.

PERREN, S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **Journal of Bone & Joint Surgery (Br)**, v.84, n.8, p.84-B:1093-1110, 2002. Disponível em:<<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/84-B/8/1093.full.pdf>>. Acesso em: 21 dez. 2011. doi: 10.2106/JBJS.L.00710.

RADASCH, RM. Biomechanics of bone and fractures. **Veterinary Clinics of North American Small Animal Practice**, v.29, n.5, p.1045-1082, 1999.

SCHMAEDECKE, A. **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlockingnail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafíárias de fêmur de cães – estudo in vitro**. 2007. 144f. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária) - Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária. USP, 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, 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., São José dos Campos-SP. **Anais...** São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba, 2009. 3p.

TURNER, C.H.; BURR, D.B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. **Bone**, v.14, n.4, p.595-608, 1993. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/875632829390081K>>. Acesso em: 15 jul. 2012. doi:10.1016/8756-3282(93)90081-K.