

UNIVERSIDADE DE CUIABÁ

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOCÊNCIA ANIMAL



JOSIMAR DEL CASTANHEL CATELLO

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA FORÇA DE
COMPRESSÃO ENTRE BIOMATERIAIS NATURAIS, SINTÉTICOS E MISTOS**

Cuiabá, 2016.

JOSIMAR DEL CASTANHEL CATELLO

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA FORÇA DE
COMPRESSÃO ENTRE BIOMATERIAIS NATURAIS, SINTÉTICOS E MISTOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação
em Biociência Animal, da Universidade de Cuiabá –
UNIC, como requisito para obtenção do Título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Silvio Henrique de Freitas

Cuiabá, 2016.

FICHA CATALOGRÁFICA

Dados Internacionais para Catalogação na Publicação (CIP)

Bibliotecária: Elizabete Luciano/CRB1-2103

C358e Catello, Josimar Del Castanhel

Estudo Comparativo da Resistência Mecânica da Força de Compressão Entre Biomateriais Naturais, Sintéticos e Mistos./Josimar Del Castanhel Catello. Cuiabá-MT, 2016. 36p.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biociência Animal, da Universidade de Cuiabá – UNIC, como requisito para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Silvio Henrique de Freitas

1. Introdução. 2.Revisão de Literatura. 3.Hipótese. 4.Objetivos. 5.Artigo.

CDU: 619

JOSIMAR DEL CASTANHEL CATELLO

**ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA FORÇA DE
COMPRESSÃO ENTRE BIOMATERIAIS NATURAIS, SINTÉTICOS E MISTOS**

Dissertação de Metrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Biociência Animal, da Universidade de Cuiabá – UNIC como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Silvio Henrique de Freitas.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Silvio Henrique de Freitas

Prof. Dr. Lazaro Manoel de Camargo

Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen G. Dias

Cuiabá, 27 de julho de 2016

Conceito Final: _____

RESUMO

CASTELLO, J.D.C. **Estudo comparativo da resistência mecânica da força de compressão entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos.** 2016. Dissertação (Mestrado Biociência Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária, Universidade de Cuiabá, Cuiabá, 2016.

As afecções ortopédicas com perda de tecido ósseo são um desafio tanto na medicina veterinária quanto na medicina humana. Portanto, não é raro ortopedistas se depararem com fraturas cominutivas irreduzíveis de ossos longos, neoplasias ósseas ou não-uniões, que necessitem de procedimentos cirúrgicos reparadores, por meio da substituição de segmento ou preenchimento de falha óssea com o uso de biomateriais. Pretende-se com esta pesquisa avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos. Foram utilizados sete grupos experimentais compostos por seis corpos de provas cada: Grupo 1, tecido ósseo cortical de coelho (OSSO - controle); Grupo 2, cimento ósseo (CO); Grupo 3, cimento ósseo autoclavado (COA); Grupo 4, cimento ósseo e macrofragmento ósseo cortical de cão (COMaFO); Grupo 5, cimento ósseo e macrofragmento ósseo autoclavado de cortical de cão (COMaFOA); Grupo 6, cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de cão (COMiFO) e Grupo 7, cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de cão (COMiFOA). Os corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos de compressão axial controlada em máquina universal de ensaio Emic[®]. O teste era interrompido quando ocorria queda brusca na curva do gráfico indicando falência da amostra. Em relação à Força máxima, os grupos COA, COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Quanto a rigidez relativa, os grupos COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COA, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Comparando a deformação, os grupos COMaFo, COMaFOA e COMiFO não diferiram estatisticamente do grupo

controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COA e COMiFOA diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Conclui-se que apenas os grupos COMaFOA e COMiFOA apresentaram propriedades mecânicas muito semelhantes às do grupo controle (OSSO). Por isso, devido a essas características, esses dois biomateriais (COMaFOA e COMiFOA) seriam os mais indicados como substitutos na reparação de falhas ósseas.

Palavras-chave: Ensaio mecânico, biomateriais, falha óssea.

ABSTRACT

CASTELLO, J.D.C. **Comparative study of mechanical strength of compression between biomaterials natural, synthetic and mixed.** 2016. Dissertation (Master's Degree Animal Bioscience) - Faculty of Veterinary Medicine, University of Cuiabá, Cuiabá, 2016.

The orthopedic diseases with bone loss are the challenge in both veterinary and human medicine. Therefore, the orthopedist commonly deal with irreducible comminuted fractures of long bones, bone tumors or non-unions, which require repairers surgical procedures, through the segment replacement or bone defect filling with biomaterials. The aim of this research is to evaluate and compare the mechanical strength of natural, synthetic and mixed biomaterials. Seven experimental groups of six test samples each were used: Group 1 rabbit cortical bone (BONE - control); Group 2, bone cement (CO); Group 3, bone cement autoclaved (COA); Group 4, bone cement and dog cortical bone macrofragment (COMaFO); Group 5, bone cement and bone autoclaved macrofragment dog cortical (COMaFOA); Group 6, bone cement and dog cortical bone microfragment (COMiFO) and Group 7, bone cement and dog cortical bone microfragment (COMiFOA). The specimens were subjected to axial compression mechanical tests controlled universal testing machine EMIC®. The test was stopped when there was sharp decline in the graph curve indicating failure of the sample. In relation to the maximum force, the COA groups COMaFOA and COMiFOA not statistically different from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COMaFO and COMiFO differed statistically the control group (BONE; $p < 0.01$). The relative rigidity, the COMaFOA and COMiFOA groups did not differ statistically from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COA, COMaFO and COMiFO differed significantly from the control group (BONE; $p < 0.01$). Comparing the deformation, the COMaFo groups COMaFOA and COMiFO not statistically different from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COA and COMiFOA differed

significantly from the control group (BONE; $p < 0.01$). It is concluded that only COMaFOA and COMiFOA groups showed very similar mechanical properties to the control group (BONE). Therefore, due to these characteristics, these two biomaterials (COMaFOA e COMiFOA) would be the most suitable as a substitute in the repair of bone defects.

Keywords: Mechanical tests, biomaterials, bone defect.

LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SÍMBOLOS

CO	Cimento ósseo
COA	Cimento ósseo autoclavado
COMaFO	Cimento ósseo e macrofragmento ósseo de tíbia de cão
COMaFOA	Cimento ósseo e macrofragmento ósseo de tíbia de cão autoclavado
COMiFO	Cimento ósseo e microfragmento ósseo de tíbia de cão
COMiFOA	Cimento ósseo e microfragmento ósseo de tíbia de cão autoclavado
DMV	Departamento de Medicina Veterinária
FM	Faculdade de Medicina
FMV	Faculdade de Medicina Veterinária
FZEA	Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos
LB	Laboratório de Bioengenharia
MaFO	Macrofragmento ósseo
MiFO	Microfragmento ósseo
mm	Milímetros
N	Newtons
PMMA	Polimetilmetacrilato
UNIC	Universidade de Cuiabá
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	15
	2.1 BIOMATERIAIS.....	15
	2.2 ENSAIOS MECÂNICOS.....	17
3	HIPÓTESE.....	19
4	OBJETIVOS.....	20
	4.1 OBJETIVO GERAL.....	20
	4.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.....	20
	REFERÊNCIAS.....	21
5	ARTIGO.....	27
	RESUMO.....	27
	ABSTRACT.....	28
	5.1 INTRODUÇÃO.....	29
	5.2 MATERIAL E MÉTODOS.....	30
	5.3 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	33
	5.4 CONCLUSÕES.....	35
	REFERÊNCIAS.....	36

1 INTRODUÇÃO

A alta incidência de afecções ortopédicas relacionadas com perdas ósseas tem estimulado pesquisas na medicina humana e na medicina veterinária, na tentativa de conseguir biomateriais naturais ou sintéticos que possam auxiliar no reparo dessas lesões. Sendo assim, uma das opções para o tratamento dessas afecções é a substituição de um segmento ou o preenchimento da falha óssea por substituto ósseo (REZENDE et al., 1998; ALIEVI et al., 2007; FREITAS et al., 2013a).

A utilização de biomaterial autógeno, isto é, enxerto ósseo do próprio paciente, nem sempre é uma opção viável, pois pode aumentar a morbidade, a dor, ser realizado em dois momentos, não proporcionar sustentação mecânica e, principalmente, não fornecer volume suficiente para a reconstrução de grandes falhas ósseas (MELO et al., 1998; STEVENSON, 1998; ALIEVI et al., 2007; FREITAS et al., 2012). Frente a essa situação, outras fontes de substitutos ósseos vêm sendo pesquisadas, para tentar solucionar problemas inerentes ao auto-enxerto. Uma alternativa para suprir essa demanda, seria o uso de biomateriais alógenos, obtidos a partir de animais da mesma espécie, ou de espécies diferentes, como os biomateriais heterólogos. Além desses, outros biomateriais naturais como a hidroxiapatita natural e a quitosana estão sendo empregadas na reparação de afecções ortopédicas com perda de tecido ósseo. O preenchimento de falhas ósseas com o uso de biomateriais sintéticos como cimento de fosfato de cálcio, hidroxiapatita sintética e polimetilmetacrilato também é opção utilizada e viável. Diante de situações que não obtiveram bons resultados quando do uso de uma dessas opções de forma isolada, a associação de um biomaterial natural e um sintético, ou seja, compósito, é uma alternativa para o preenchimento de defeitos ósseos (FREITAS et al., 2014; MOREIRA et al., 2014).

Para que um biomaterial possa ser utilizado como substituto ósseo, além de ser biocompatível, é necessário que a resistência mecânica seja compatível com a do leito receptor. Assim, torna-se necessário a realização de ensaios mecânicos específicos, que depende do tipo de material a ser testado, da finalidade a que se destina, do tipo de esforço ao qual será submetido e, também, das propriedades do

biomaterial (FRANÇA et al., 2008; SINGH et al., 2013; UENO et al., 2015). O teste mecânico de compressão é um dos mais indicados para avaliar a resistência de biomaterial, que pode ser destrutivo ou não destrutivo (AMENDOLA et al., 2008; SONAGLI et., 2011).

Diante do exposto, objetivou-se com este trabalho avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos, submetidos a forças de compressão axial controlada. Espera-se como resultado que os corpos de provas constituídos de biomateriais sintéticos e mistos apresentem propriedades mecânicas semelhantes aos dos corpos de provas naturais, podendo, logo, ser mais uma opção de tratamento reparador de afecções ortopédicas com grandes perdas de tecido ósseo tanto na veterinária e quanto na medicina.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 BIOMATERIAIS

As lesões ortopédicas têm papel de destaque tanto na medicina veterinária quanto na medicina. Por isso, não é raro ortopedistas se depararem com fraturas cominutivas de ossos longos, neoplasias ósseas ou não-uniões de fraturas, que necessitam de reconstituição ou substituição de tecido ósseo. Uma das principais opções para o tratamento dessas afecções é a substituição de um segmento ou o preenchimento de falha óssea, utilizando biomateriais naturais ou sintéticos (RANZANI et al., 1996; REZENDE et al., 1998; ALIEVI et al., 2007; FREITAS et al., 2013a). A melhor opção para se tratar as falhas ósseas recai sobre o uso de biomaterial autógeno, ou seja, auto-enxerto, já que acelera a cicatrização óssea. No entanto, há o inconveniente de aumentar a morbidade, a dor, os tempos cirúrgico e anestésico e de lesar estruturas normais, além de não fornecer volume suficiente para reparar grandes falhas ósseas (FRIEDLAENDER, 1982; STEVENSON, 1996; MELO et al., 1998; STEVENSON, 1998; ALIEVI et al., 2007; FREITAS et al., 2012).

Vários biomateriais naturais têm sido pesquisados para contribuir na reparação de falhas ósseas. Eles podem ser obtidos a partir de animais da mesma espécie, ou seja, biomaterial alógeno, ou de espécie diferente, isto é, biomaterial heterógeno. Apesar de serem biologicamente inferiores ao biomaterial autógeno, eles têm sido bastante utilizados na ortopedia reparadora, com resultados satisfatórios (LANE e SANDHU, 1987; RANZANI, 1996; DASSO et al., 1998; MELO et al.; 1998; MORAES et al., 2004; ALIEVI et al., 2007). Além desses, outros biomateriais naturais como hidroxiapatita natural e quitosana têm sido empregadas em procedimentos ortopédicos que necessitam de reparo de tecido ósseo (TADJOEDIN et al., 2003; CARNEIRO et al., 2005). As falhas ósseas também podem ser completas e eficientemente preenchidas por biomateriais sintéticos, como cimento de fosfato de cálcio, hidroxiapatita sintética, polimetilmetacrilato, biovidros entre outros (KAWANO et al., 1998; REZENDE et al., 1998; WEINFELD et al., 1999; RAHAL et al., 2000; BRAZ et al., 2003; FERNANDES et al., 2004; MORAES et al., 2004; FREITAS et al., 2012; MOREIRA et al., 2014).

O polimetilmetacrilato é um biomaterial sintético que possui propriedades biotolerantes, osteocondutoras, facilmente moldado para obtenção de formato mais adequado ao leito receptor. Atualmente, ele tem sido utilizado no reparo de falhas ósseas extensas, tanto na medicina humana, quanto na medicina veterinária (BAUER e MUSCHLER 2000; YACUBIAN-FERNANDES et al., 2004; RAPOSO-DO-AMARAL et al. 2010; FREITAS et al., 2014).

Os biomateriais, tanto naturais quanto sintéticos, de forma geral, devem apresentar requisitos básicos como promover a osteoindução, que se dá pela formação de osso a partir de células osteoprogenitoras, oriundas das células mesenquimatosas primitivas sob a influência de um ou mais fatores indutores da matriz óssea; a osteocondução, que se caracteriza pelo crescimento ósseo por meio de aposição de tecido ósseo subjacente na presença de osso ou células mesenquimatosas indiferenciadas, além de serem biocompatíveis, não carcinogênicos, atóxicos, não antigênicos e sem persistência de processos inflamatórios (ALEXANDER, 1987; AKAMOTO e TRENTO, 2002, FREITAS et al., 2013a).

Para a análise de resistência de enxertos ósseos ou implantes, faz-se necessária a realização de ensaios biomecânicos, que depende do tipo de material a ser testado, da finalidade a que se destina, dos tipos de esforços aos quais será submetido e das propriedades mecânicas a serem avaliadas. O teste biomecânico de compressão axial é o mais empregado, onde, as forças compressivas irão atuar no objeto de estudo, promovendo deformação, ruptura e ou inutilização do mesmo (AMENDOLA et al, 2008; SPADETO JUNIOR et al., 2011; UENO et al., 2015).

Uma opção para a reparação das falhas ósseas seria o uso de biomateriais naturais, sintéticos ou mistos que apresentassem propriedades osteogênicas, osteoindutora e osteocondutora, que proporcionassem sustentação mecânica, de fácil aquisição, baixo custo, que não necessitassem de material especializado para preservação, e que preenchessem completamente a falha óssea, eliminando problemas inerentes ao biomaterial autógeno (FRIEDLAENDER, 1982; SINIBALDI, 1989; MELO et al., 1998; STEVENSON, 1998; BAUER e MUSCHLER 2000; ALIEVI et al., 2007; FREITAS et al., 2012).

2.2 ENSAIOS MECÂNICOS

Os ensaios mecânicos mimetizam forças que são impostas a determinadas estruturas. Esses testes, inicialmente, se restringiam especificamente a engenharia, com finalidade industrial ou de pesquisa (FONTOURA FILHO, 2000).

Os implantes, quando aplicados no sistema ósseo, ficam submetidos a esforços mecânicos, relacionados tanto à carga imposta pela gravidade, atividades musculares e ligamentares, quanto à modificação de carga produzida pelo próprio implante. Logo, quando a força de tensão aplicada for maior que a tensão que o dispositivo de fixação de fratura pode suportar, o resultado final é a falência total (COLLINGE et al., 2000).

Para que os implantes possam ser utilizados com maior segurança, além da biocompatibilidade, há necessidade do uso de ensaios mecânicos estabelecidos por normas técnicas nacionais e internacionais que forneçam especificações relacionadas às propriedades mecânicas (SOUZA, 1982, SHYMANO, 2005).

Os ensaios mecânicos, segundo, Souza (1982), podem ser não destrutivos, quando preserva a estrutura do corpo de prova em teste; ou destrutivos, quando promove a ruptura ou a sua total inutilização. No caso do primeiro, utilizam-se os Raios X ou o ultrassom. Já no segundo empregam-se os testes de tração, cisalhamento, flexão, torção, compressão ou associação de duas ou mais forças.

Para definir qual tipo de ensaio é o mais adequado, há necessidade de saber qual é a finalidade do biomaterial, dos tipos de esforços que o implante irá sofrer e das propriedades mecânicas que se pretende aferir. Geralmente, há normas com especificações sobre qual ensaio mecânico é indicado para uma finalidade específica (BEER e JOHNSTON JR., 1995). Durante um ensaio mecânico, o comportamento de um biomaterial pode ser avaliado em gráfico, por meio de leituras sucessivas de deformações, eixo das abscissas, e tensões, eixo das ordenadas, crescentes (SOUZA, 1982).

Para que um biomaterial possa ser utilizado como substituto ósseo, além de ser biocompatível, é necessário que a resistência mecânica seja compatível com a

do leito receptor. Para isso, torna-se necessário a realização de ensaios mecânicos específicos, que depende do tipo de material a ser testado, da finalidade a que se destina, do tipo de esforço ao qual será submetido e, também, das propriedades do biomaterial (FRANÇA et al., 2008; SINGH et al., 2013; UENO et al., 2015). O teste mecânico de compressão é um dos mais indicados para avaliar a resistência de um biomaterial, que pode ser destrutivo ou não destrutivo (AMENDOLA et al., 2008; SONAGLI et al., 2011).

O objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos, submetidos a forças de compressão axial controlada.

3 HIPÓTESE

Considerando que o biomaterial misto é incorporado/integrado ao leito receptor, propõem-se avaliar a sua resistência por meio de ensaios biomecânicos destrutivos.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos (compósitos), submetidos à força de compressão.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas naturais constituídos de tecido ósseo cortical de fêmur de coelho (OSSO), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas sintéticos constituídos de cimento ósseo (CO), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas sintéticos constituídos de cimento ósseo autoclavado (COA), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas mistos constituídos de cimento ósseo e macrofragmento ósseo cortical de tíbia de cão (COMaFO), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas mistos constituídos de cimento ósseo e macrofragmento ósseo cortical de tíbia de cão autoclavados (COMaFOA), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas mistos constituídos de cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de tíbia de cão (COMiFO), submetidos à força de compressão;

Avaliar a resistência mecânica dos corpos de provas sintéticos constituídos de cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de tíbia de cão autoclavados (COMiFOA), submetidos à força de compressão;

Comparar os resultados das resistências mecânicas dos corpos de provas naturais, sintéticos e mistos, submetidos à força de compressão.

Avaliação macroscópica dos corpos de provas naturais, sintéticos e mistos, submetidos à força de compressão.

REFERÊNCIAS

AKAMOTO, T.; TRENTO, C.L. Implante homogêneo de matriz dentinária desmineralizada conservada em glicerina a 98% em alvéolo dental – estudo microscópico em rato. **Revista Ciências Odontológicas**, Ano.5, n.5, p.33-43, 2002.

ALEXANDER, J.W. Bone grafting. **Veterinary Clinics of North America Small Animal Practice**, v.17, n.4, p.811-819, 1987.

ALIEVI, M.M.; SCHOSSLER, J.E.W.; GUIMARAES, L.D.; OLIVEIRA, A.N.C.; TRAESLEL, C.K.; FERREIRA, P.A. Implante ósseo cortical alógeno conservado em mel na reconstrução de falha óssea diafisária em fêmur de cães: avaliação clínica e radiográfica. **Ciência Rural**, v. 37, n. 2, p. 450-457. 2007.

AMENDOLA, G. F.; RAISER, A. G.; SOARES, J. M. D.; BECKMANN, D. V. 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.

BAUER, T.W.; MUSCHLER, G.F. Bone Graft Materials. **Clinical Orthopaedics & Related Research**, v.37, p.10-27, 2000.

BEER, F.P.; JOHNSTON JR, E.R. **Resistência dos materiais**. 3.ed. São Paulo: Makron Books, 1995.

BRAZ, F.; RAHA, S.C.; ROCHA, N.S.; TAGA, E.; BIASI, F. Emprego de matriz óssea orgânica bovina e hidroxiapatita no reparo de defeito induzido em crânio de ratos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 18, n. 1, p.01-12, 2003.

CARNEIRO, E.; GARCIA, R.B.; OLIVEIRA, R.C.; MORAES, F.G.; MENEZES, R.; LETRA, A.; CANOVA, G.C.; CESTARI, T.M.; GRANJEIRO, J.M. Microscopic and radiographic analysis of the effect of particle size of demineralized bovine cancellous bone matrix on the repair of bone defects in femurs of rabbits. **Journal of Applied Oral Science**, v.13, n. 2, p. 157- 162, 2005.

COLLINGE, C.A.; STERN, S.; CORDES, S.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Mechanical properties of small fragment screws. **Clinical Orthopaedics and Related**

Research. v.373, p.277-284, 2000.

DASSO, G.; FERNANDEZ, M.S.; ARIAS, J.L. Reparacion ósea mediante aloimplantes sometidos a diferentes métodos de conservación em conejos, **Archivos de Medicina Veterinaria**, v.30, n.2, p.57-66, 1998.

FERNANDES, A. Y.; LARONGA, P.R.; COELHO, R.A.; DUCATI, L. G.; SILVA, M.V. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v.62, n.3-B, p.865-868, 2004.

FONTOURA, FILHO (2000). **Efeito da eficiência protéico-calórica sobre a resistência mecânica de ossos de ratas: estudo do cisalhamento sobre a placa de crescimento proximal da tíbia e da flexão sobre a diáfise femoral.** Ribeirão Preto. 103p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

FRANÇA, L.C.M.; OLIVEIRA, M.P.C.; FALCOM, R.S.; RUGANI, M.G.; WERLANG, P.M.; AGUIAR, L.F.; PINTO, R.Z.A. Estudo biomecânico comparativo da resistência às forças de compressão entre os parafusos pediculares poliaxiais e monoaxiais. **Coluna/Columna**, v.7, n.2, p.133-138, 2008.

FREITAS S.H., DÓRIA R.G.S., MINTO B.W., NARDI A.B., MELO M.M., CAMARGO L.M., SANTOS M.D., SHIMANO A.C., AMBRÓSIO C.E. Haste intramedular modificada no tratamento de fratura diafisária de fêmur em cão - relato de caso. **Revista Brasileira de Medicina Veterinária**, v.35, p.323-328, 2013b.

FREITAS S.H.; DÓRIA R.G.D.; MENDONÇA F.S.; CAMARGO L.M.; PRESSER, C.I.; SANTOS, M.D.; SHIMANO, A.C., AMBRÓSIO, C.E. Avaliação morfológica e por imagem radiográfica da matriz óssea mineralizada heteróloga fragmentada e metilmetacrilato, preservados em glicerina para reparação de falhas ósseas em tíbias de coelhos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v.33, n.6, p.765-770, 2013a.

FREITAS S.H.; DÓRIA R.G.S.; MENDONÇA F.S.; SANTOS M.D.; MOREIRA R.; SIMÕES R.S.; CAMARGO L.M.; MARQUES A.T.C.; SIMÕES M.J. Tomografia computadorizada da matriz óssea mineralizada heteróloga fragmentada e

metilmetacrilato na reparação de falhas ósseas. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.64, p.1547-1554, 2012.

FREITAS, S.H.; DÓRIA, R.G.S.; MENDONÇA, F.S.; SANTOS, M.D.; ENGRÁCIA FILHO, J.R.; VIDANE, A.S.; MARQUES, A.T.C.; AMBRÓSIO, C.E. Tomographic imaging of fragmented cortical bone heteroimplant and methylmethacrylate in segmental bone defect of rabbit tibia. **Acta Cirurgica Brasileira**, v.29, n.12, p.794-800, 2014.

FRIEDLAENDER, G.E. Current concepts review: bone banking. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.64, p.307-311, 1982.

KAWANO, C. T.; ROMANO NETO, O.; MONTEIRO, A.C. Classificação dos defeitos ósseos e métodos de correção nas artroplastias primárias de joelho. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.33, n.4, p.287-290, 1998.

LANE, J.M.; SANDHU, H.S. Current approaches to experimental bone grafting. **Orthopedic Clinics North America**. v.18, p.213-225, 1987.

MELO E.G.; REZENDE C.M.F., BORGES A.P.B.; NOBREGA NETO P.I. Aloenxerto ósseo cortical: avaliação do seu emprego em tíbia de cão. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.50, p.385-394, 1998.

MORAES, P.C.; PADILHA FILHO, J.G.; CANOLA, J.C.; SANTOS. L.A.; MACORIS. D.G.; ALESSI. A.C.; CASTRO. M.B.; DÓRIA NETO. F.A. Biocompatibilidade do cimento de fosfato de cálcio implantado no rádio de coelhos. **Acta Cirurgia Brasileira**, v. 19, n. 4, p. 351-359, 2004.

MOREIRA, R.; DÓRIA, R.G.S.; CAMARGO, L.M.; SANTOS, M.D.; MINTO, B.W.; DE NARDI, A.B.; AMBRÓSIO, C.E.; FREITAS. S.H. Aspecto radiológico e macroscópico de matriz óssea mineralizada heteróloga e polimetilmetacrilato autoclavado em falha óssea de tíbia de coelhos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**. v.34, n.2, p.173-178, 2014.

RAHAL, S.C.; BERGAMO, F.M.M.; ISHIY, H.M. Prótese intra-ocular de resina

acrílica em cães e gatos. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.52, n.4, p.319-324, 2000.

RANZANI, J. J. T.; SAMPAIO, G. R.; FRANCO, M.; CASTRO, G. B. Aplicação de membrana biológica heteróloga conservada em glicerina, na reparação de lesão em coelhos. **Veterinária e Zootecnia**, v.8, p.35-45, 1996.

RAPOSO-DO-AMARAL, C.A.A.; RAPOSO-DO-AMARAL, C.E.; ROLAND, F.G.; SILVA, J.V.L.; PASCHOAL, G.H.L.; SILVA, A.M. Implantes pré-fabricados customizados nas grandes perdas ósseas do esqueleto craniofacial. **Revista Brasileira de Cirurgia Craniomaxilofacial**, v.3, p.175-179, 2010.

REZENDE, C.M.F; BORGES, A.P.B.; BERNIS, W.O.; MELO, E.G.; NOBREGA NETO, P.I. Aspecto clínico-cirúrgico e radiográficos da hidroxiapatita sintética na diáfise proximal da tíbia de cães. **Arquivos Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v.50, n.5, p.537-545, 1998.

SHIMANO, S.G.N. (2005). **Comportamento mecânico e análise dimensional de parafusos corticais de aço inoxidável e liga de titânio submetidos ao ensaio de torção**. São Carlos. 101p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

SINGH, A.K.; RASTOGI, A.; SINGH, V. Biomechanical comparison of dynamic condylar screw and locking compression plate fixation in unstable distal femoral fractures: An in vitro study, **Indian Journal Orthopaedics**, v.47, n.6, p.615-20, 2013.

SINIBALDI, K. Evaluation of full cortical allografts in 25 dogs. **Journal of America Veterinary Medicine Association**, v.194, n.11, p.1570-1577, 1989.

SONAGLI, M.A.; GRAELLS, X.S.; NEGRISOLI, M.B.; SONAGLI, M.; BENATO, M.L.; ZANINELLI, E.M.; OLIVEIRA, L.Y.S.; CUNHA, L.A.M. Estudo biomecânico da fixação pedicular curta na fratura-explosão toracolombar. **Coluna/Columna**, v. 10, n. 3, p. 183-187, 2011.

SOUZA, S.A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 5.ed., São Paulo:

Edgard Blucher, 1982.

SPADETO JUNIOR, O.; RODRIGUES, L.B.; CARVALHO, W.T.V.; MOREIRA, D.O.; DE MARVAL, C.A.; COSTA, C.G.; ALVES, G.E.S.; LAS CASAS, E.B.; FALEIROS R.R. Sistemas osso-implante ex vivo utilizando haste intramedular polimérica para imobilização de fraturas femorais em bovinos jovens, **Ciência Rural**, v.41, p.301-06, 2011.

STEVENSON, S. Enxertamento ósseo. In: BOJRAB, M. J. **Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais**. 3ed. São Paulo: Roca, 1996. p. 786-793.

STEVENSON, S. Enxertos ósseos. In: SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais. 2ed. São Paulo: Manole, v.2. p.2006-2017, 1998.

TADJOEDIN, E.S.; TADJOEDIN, E. S.; DE LANGE, G. L.; BRONCKERS, A. L. J. J.; LYARUU, D. M.; BURGE, E. H. Deproteinized cancellous bovine bone (Bio-Osss) as bone substitute for sinus floor elevation: a retrospective, histomorphometrical study of five cases. **Journal of Clinical Periodontology**, v.30, p.261-270, 2003.

TIMM, L.L. Técnicas rotineiras de preparação e análise de lâminas histológicas. **Caderno La Salle XI**, Canoas, v.2, n.1, p.231-239, 2005.

UENO, F.H.; PISANI, M.J.; MACHADO, A.N.; RODRIGUES, F.L.; FUJIKI, E.N.; RODRIGUES, L.M.R. Estudo biomecânico da fixação da fratura sacroilíaca com barras de titânio e parafusos pediculares. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.23, n.3, p.154-7, 2015.

WEINFELD, I.; MAGALHÃES, L.V.; VILA, N. – Estudo histológico de um novo material (biobone) indicado para reparação óssea. **Revista Paulista de Odontologia**, v.21, p.9-10, 1999.

YACUBIAN-FERNANDES, A.; LARONG, P.R.; COELHO, R.A.; DUCATI, L.G.; SILVA, M.V. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato: nota técnica. **Arquivo de Neuropatologia e Psiquiatria**, v.62, p.865-868, 2004.

5 ARTIGO

RESUMO

CASTELLO, J.D.C. **Estudo comparativo da resistência mecânica da força de compressão entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos.** 2016. Dissertação (Mestrado Biociência Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária, Universidade de Cuiabá, Cuiabá, 2016.

As afecções ortopédicas com perda de tecido ósseo são um desafio tanto na medicina veterinária quanto na medicina humana. Portanto, não é raro ortopedistas se depararem com fraturas cominutivas irreduzíveis de ossos longos, neoplasias ósseas ou não-uniões, que necessitem de procedimentos cirúrgicos reparadores, por meio da substituição de segmento ou preenchimento de falha óssea com o uso de biomateriais. Pretende-se com esta pesquisa avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos. Foram utilizados sete grupos experimentais compostos por seis corpos de provas cada: Grupo 1, tecido ósseo cortical de coelho (OSSO - controle); Grupo 2, cimento ósseo (CO); Grupo 3, cimento ósseo autoclavado (COA); Grupo 4, cimento ósseo e macrofragmento ósseo cortical de cão (COMaFO); Grupo 5, cimento ósseo e macrofragmento ósseo autoclavado de cortical de cão (COMaFOA); Grupo 6, cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de cão (COMiFO) e Grupo 7, cimento ósseo e microfragmento ósseo cortical de cão (COMiFOA). Os corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos de compressão axial controlada em máquina universal de ensaio Emic[®]. O teste era interrompido quando ocorria queda brusca na curva do gráfico indicando falência da amostra. Em relação à Força máxima, os grupos COA, COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Quanto a rigidez relativa, os grupos COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COA, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Comparando a deformação, os grupos COMaFo, COMaFOA e COMiFO não diferiram estatisticamente do grupo

controle (OSSO; $p > 0,01$). Já os grupos CO, COA e COMiFOA diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p < 0,01$). Conclui-se que apenas os grupos COMaFOA e COMiFOA apresentaram propriedades mecânicas muito semelhantes às do grupo controle (OSSO). Por isso, devido a essas características, esses dois biomateriais (COMaFOA e COMiFOA) seriam os mais indicados como substitutos na reparação de falhas ósseas.

Palavras-chave: Ensaio mecânico, biomateriais, falha óssea.

ABSTRACT

CASTELLO, J.D.C. **Comparative study of mechanical strength of compression between biomaterials natural, synthetic and mixed.** 2016. Dissertation (Master's Degree Animal Bioscience) - Faculty of Veterinary Medicine, University of Cuiabá, Cuiabá, 2016.

The orthopedic diseases with bone loss are the challenge in both veterinary and human medicine. Therefore, the orthopedist commonly deal with irreducible comminuted fractures of long bones, bone tumors or non-unions, which require repairers surgical procedures, through the segment replacement or bone defect filling with biomaterials. The aim of this research is to evaluate and compare the mechanical strength of natural, synthetic and mixed biomaterials. Seven experimental groups of six test samples each were used: Group 1 rabbit cortical bone (BONE - control); Group 2, bone cement (CO); Group 3, bone cement autoclaved (COA); Group 4, bone cement and dog cortical bone macrofragment (COMaFO); Group 5, bone cement and bone autoclaved macrofragment dog cortical (COMaFOA); Group 6, bone cement and dog cortical bone microfragment (COMiFO) and Group 7, bone cement and dog cortical bone microfragment (COMiFOA). The specimens were subjected to axial compression mechanical tests controlled universal testing machine EMIC®. The test was stopped when there was sharp decline in the graph curve indicating failure of the sample. In relation to the maximum force, the COA groups COMaFOA and COMiFOA not statistically different from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COMaFO and COMiFO differed statistically the control group (BONE; $p < 0.01$). The relative rigidity, the COMaFOA and COMiFOA groups did not differ statistically from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COA, COMaFO and COMiFO differed significantly from the control group (BONE; $p < 0.01$). Comparing the deformation, the COMaFo groups COMaFOA and COMiFO not statistically different from the control group (BONE; $p > 0.01$). Already the CO groups, COA and COMiFOA differed

significantly from the control group (BONE; $p < 0.01$). It is concluded that only COMaFOA and COMiFOA groups showed very similar mechanical properties to the control group (BONE). Therefore, due to these characteristics, these two biomaterials (COMaFOA e COMiFOA) would be the most suitable as a substitute in the repair of bone defects.

Keywords: Mechanical tests, biomaterials, bone defect.

5.1 INTRODUÇÃO

As afecções ortopédicas envolvendo fraturas, além das técnicas ortopédicas de estabilização de fragmentos ósseos, também podem necessitar de procedimentos que careçam de substituição de tecido ósseo. Uma das principais opções para o tratamento dessas afecções é a substituição de um segmento ou o preenchimento de falha óssea, utilizando biomateriais natural ou sintético (Ranzani et al. 1996; Rezende et al. 1998, Alievi et al. 2007, Freitas et al. 2013). A melhor opção para se tratar as falhas ósseas recai sobre o uso de biomaterial autógeno, ou seja, auto-enxerto, já que acelera a cicatrização óssea. No entanto, há o inconveniente de aumentar a morbidade, a dor, os tempos cirúrgico e anestésico e de lesar estruturas normais, além de não fornecer volume suficiente para reparar grandes falhas ósseas (Friedlaender 1982, Melo et al. 1998, Freitas et al. 2012).

Vários biomateriais naturais têm sido pesquisados para contribuir no reparo de falhas ósseas. Eles podem ser obtidos a partir de animais da mesma espécie, ou seja, biomaterial alógeno, ou de espécie diferente, isto é, biomaterial heterógeno. Apesar de serem biologicamente inferiores ao biomaterial autógeno, eles têm sido bastante utilizados na ortopedia reparadora, com resultados satisfatórios (Lane & Sandhu 1987, Tadjodin et al. 2003, Morais et al. 2004, Carneiro et al. 2005, Freitas et al. 2008). As falhas ósseas também podem ser completa e eficientemente preenchidas por biomateriais sintéticos, como polimetilmetacrilato (Kawano et al. 1998, Rezende et al. 1998, Weinfeld et al. 1999, Rahal et al. 2000; Braz et al. 2003, Fernandes et al. 2004, Moreira et al. 2014).

O biomaterial misto, resultante da combinação de um biomaterial natural, tecido ósseo, e de um sintético, polimetilmetacrilato, de forma geral, apresenta requisitos básicos como promover a osteoindução, que se dá pela formação de osso a partir de células osteoprogenitoras, oriundas das células mesenquimatosas primitivas sob a influência de um ou mais fatores indutores da matriz óssea; a osteocondução, que se caracteriza pelo crescimento ósseo por meio de aposição de tecido ósseo subjacente na presença de osso ou células mesenquimatosas indiferenciadas, além de serem biocompatíveis, não carcinogênicos, atóxicos, não antigênicos e sem persistência de processos inflamatórios (Alexander 1987,

Akamoto & Trento 2002, Yacubian-Fernandes et al. 2004, Raposo-do-Amaral et al. 2010, Freitas et al. 2014).

Uma opção para a reparação das falhas ósseas seria o uso de biomateriais naturais, sintéticos ou mistos que apresentassem propriedades osteogênicas, osteoindutora e osteocondutora, que proporcionassem sustentação mecânica, de fácil aquisição, baixo custo, que não necessitassem de material especializado para preservação, e que preenchessem completamente a falha óssea, eliminando problemas inerentes ao biomaterial autógeno (Sinibaldi 1989, Bauer & Muschler 2000, Alievi et al. 2007, Freitas et al. 2012, Fernandes et al. 2014).

Para que um biomaterial possa ser utilizado como substituto ósseo, além de ser biocompatível, é necessário que a resistência mecânica seja compatível com a do leito receptor. Para isso, torna-se necessário a realização de ensaios mecânicos específicos, que depende do tipo de material a ser testado, da finalidade a que se destina, do tipo de esforço ao qual será submetido e, também, das propriedades do biomaterial (França et al. 2008, Singh et al. 2013, Ueno et al. 2015). O teste mecânico de compressão é um dos mais indicado para avaliar a resistência de um biomaterial, que pode ser destrutivo ou não (Amendola et al. 2008, Nandi et al. 2010, Rocha et al. 2011, Sonagli et. 2011). Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar a resistência mecânica entre biomateriais naturais, sintéticos e mistos, submetidos a forças de compressão axial controlada.

5.2 MATERIAL E MÉTODOS

Os corpos de prova para o experimento foram preparados na Faculdade de Medicina Veterinária (FMV) da Universidade de Cuiabá (UNIC), Cuiabá-MT e no Departamento de Medicina Veterinária (DMV) da Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos (FZEA) da Universidade de São Paulo (USP), Campus de Pirassununga-SP e os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia (LB) da Faculdade de Medicina (FM) da Universidade de São Paulo (USP) - Ribeirão Preto, SP.

Para o preparo dos corpos de prova constituídos de tecido ósseo cortical de

diáfise de fêmur de coelho do Grupo 1 (OSSO), foram coletados dois fêmures de um coelho com 4 meses de idade, que foi abatido no frigorífico da FZEA da USP, Campus de Pirassununga-SP. Após a remoção dos tecidos moles adjacentes, com o uso de serra dupla paralela distando 7 mm uma Lâmina da outra, foram removidos três segmentos da diáfise de cada fêmur (7 mm de comprimento x 7 mm de diâmetro externo menor) (crânio-caudal) x 1mm espessura).

Para confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo “polimetilmetacrilato” do Grupo 2 (CO), uma mistura pastosa de polimetilmetacrilato (polímero e monómero) foi injetada em gabarito cilíndrico de 7 mm de diâmetro por 60mm de comprimento. Após polimerização, o cilindro de CO foi removido do gabarito e fixado no cabeçote fixo de um torno mecânico paralelo, para realizar o faceamento, abertura de orifício central (4 mm de diâmetro) em toda sua extensão, utilizando sequência de brocas (2, 3 e 4 mm) e, também, com auxílio do torno, foram removidos seis segmentos do cilindro preparado (7mm comprimento x 7mm diâmetro externo x 4mm diâmetro interno x 1,5mm espessura de parede).

Para a confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo autoclavado do Grupo 3 (COA), além dos procedimentos empregados na confecção do corpo de prova CO, eles foram autoclavados a uma temperatura de 121°C por 15 minutos de exposição (Freitas et al, 2014).

As partículas de macrofragmentos ósseos corticais (MaFO) e microfragmentos ósseos corticais (MiFO) foram obtidas de diáfise de tíbia de cão preservada em glicerina a 98%, que permaneceram nesse meio por período não inferior a 30 dias. Após hidratação em solução salina a 0,9%, a diáfise foi particulada, fragmentada, e separada com o uso de duas peneiras, a primeira com furos de 2 mm e a segunda com furos de 1mm. Para obtenção dos (MaFO), coletou-se os fragmentos ósseos que passaram pela peneira maior (2 mm) e que ficaram retidos na peneira menor (1 mm). Já para obtenção dos (MiFO), foram utilizados todos os fragmentos ósseos que passaram pela peneira com furos de 1 mm.

Para a confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo e macrofragmentos ósseos corticais de tíbia de cão do Grupo 4 (COMaFO), uma

mistura de MaFO e de CO (polímero - polimetilmetacrilato), na mesma proporção, foi adicionada a porção líquida, o monômero de polimetilmetacrilato, até atingir consistência pastosa que foi injetada em um gabarito de 7 mm de diâmetro por 60mm de comprimento. Após polimerização, o cilindro contendo COMaFO foi removido do gabarito e fixado no cabeçote fixo de torno mecânico paralelo, para realizar o faceamento, abertura de orifício central de 4 mm de diâmetro, em toda sua extensão, utilizando sequência de brocas (2, 3 e 4 mm) e, também com auxílio do torno, foram removidos seis segmentos do cilindro preparado (7mm comprimento x 7mm diâmetro externo x 4mm diâmetro interno x 1,5mm espessura de parede)

Para a confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo autoclavado do Grupo 5 (COMaFOA), além dos procedimentos empregados na confecção do corpo de prova COMaFO, eles foram autoclavados a temperatura de 121°C por 15 minutos de exposição.

Para a confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo e macrofragmentos ósseos corticais de tíbia de cão do Grupo 6 (COMiFO), uma mistura de MiFO e de CO (polímero - polimetilmetacrilato), na mesma proporção, foi adicionada a porção líquida (monômero - polimetilmetacrilato), até atingir uma consistência pastosa que foi injetada em gabarito de 7 mm de diâmetro por 60 mm de comprimento. Após polimerização, o cilindro de CO foi removido do gabarito e fixado no cabeçote fixo de torno mecânico paralelo, para realizar o faceamento, abertura de orifício central de 4 mm de diâmetro, em toda sua extensão, utilizando sequência de brocas (2, 3 e 4 mm) e, também, com auxílio do torno, foram removidos seis segmentos do cilindro preparado (7 mm comprimento x 7 mm diâmetro externo x 4 mm diâmetro interno x 1,5 mm espessura de parede).

Para a confecção dos corpos de prova constituídos de cimento ósseo autoclavado do Grupo 7 (COMiFOA), além dos procedimentos empregados na confecção do corpo de prova COMiFO, eles foram autoclavados a temperatura de 121°C por 15 minutos de exposição).

Os ensaios mecânicos dos corpos de prova dos grupos experimentais foram realizados em máquina universal de ensaio (Emic[®], acoplada com *Software Tesc*

3.13 e célula de carga de 10.000N, pré-carga de 10N e tempo de acomodação de 30 segundos).

Após posicionar o corpo de prova sobre base circular plana, a máquina de ensaios era ligada e um eixo de carga posicionado na porção superior acionado até que os parâmetros de força em Newtons (N) e deslocamento em milímetros (mm) fossem zerados e o sistema calibrado (Fig.1).

O ensaio era iniciado com um deslocamento controlado de 1 mm/min, e os parâmetros de força e deslocamento eram gerados e analisados pela máquina de ensaio e as informações convertidas em gráficos (França, et al., 2008, Sonagli et al. 2011).

A falência total do corpo de prova foi definida quando a curva do gráfico (N/mm) apresentava queda brusca durante o ensaio, momento em que o teste era interrompido.

Com os dados obtidos do gráfico força (N) versus deslocamento (mm), criou-se uma tabela com o resultado de cada grupo experimental (Grupos 1 a 7), com valores mensurados: Força máxima (N), Deslocamento (mm) e a Rigidez (N/mm).

Os dados obtidos dos ensaios mecânicos de compressão axial controlada dos corpos de provas naturais, sintéticos e mistos foram então analisados utilizando o programa estatístico Statistical Analysis System (SAS, 2011), com prévia verificação da normalidade dos resíduos pelo teste de Shapiro-Wilk (PROC UNIVARIATE). As variáveis que não atenderam às premissas estatísticas foram submetidas à transformação logarítmica [$\log(X+1)$]. Os dados originais ou transformados, quando este procedimento foi necessário, foram submetidos à análise de variância (PROC GLM) seguido do teste de Tukey (MEANS statement). Considerou-se grupo controle os implantes naturais em relação aos implantes sintéticos e mistos e, em todas as análises estatísticas, o nível de significância considerado foi de 1%.

5.3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como a região diafisária do fêmur de coelho, ao corte transversal, é elíptica, decidiu-se em adotar o comprimento do menor diâmetro, sentido crânio-caudal do osso, para construção dos corpos de prova. No caso dos dois fêmures utilizados para confecção dos corpos de provas naturais (OSSO), que também foi adotado como controle, o menor diâmetro externo apresentou-se 7 mm de comprimento. De posse desse número, pode-se construir os corpos de prova cilíndricos sintéticos e mistos, com dimensões de: 7 mm comprimento x 7 mm diâmetro externo x 4mm diâmetro interno x 1,5 mm de espessura de parede. A opção pelo menor diâmetro externo da diáfise femoral, foi devido ao fato de que a escolha pelo maior diâmetro externo, sentido látero-medial do osso, com 12 mm, poderia proporcionar a confecção de corpo de prova cilíndrico, ou seja, um implante, com dimensões excessivas, que poderia, ao teste mecânico de compressão, fornecer resultados muito superiores ao do grupo controle (OSSO).

Para uso na reparação de falhas ósseas, os implantes têm que ser esterilizados, e as melhores opções são com o uso de radiação gama e óxido de etileno (Alves et al. 2010). Além, desses dois métodos, a esterilização também pode ser realizada com o uso de autoclave, que foi a técnica utilizada neste estudo para esterilizar os corpos de prova (Freitas et al. 2014, Moreira et al. 2014).

Adotando a mesma metodologia utilizada por França et al. (2008), Iwaki et al. (2011) e Sonagli (2011), após posicionamento e acomodação do corpo de prova cilíndrico na base plana da máquina universal, o ensaio era iniciado com um deslocamento controlado de 1 mm/min até a sua falência total, momento em que a curva do gráfico (N/mm) apresentava queda brusca, e o teste mecânico era interrompido.

O implante ou biomaterial, para que possa ser utilizado como substituto ósseo, além de ser compatível ao leito receptor, é necessário que a resistência mecânica seja compatível com a do leito receptor. Para isso, torna-se necessário a realização de ensaios mecânicos específicos, que depende do tipo de material a ser testado, da finalidade a que se destina, do tipo de esforço ao qual será submetido e, também, das propriedades do biomaterial (França et al. 2008, Singh et al. 2013, Ueno et al. 2015). Como o esqueleto apendicular dos animais está sob ação de um

conjunto de forças, dentre elas a de compressão, o teste mecânico de compressão axial, atualmente, é o mais utilizado para avaliar a resistência mecânica de biomaterial, principalmente os cilíndricos (Amendola et al. 2008, Alves et al. 2010, Sonagli et al. 2011).

Os valores médios de força máxima (N), rigidez relativa (N/mm) e deformação (mm) e desvio padrão, obtidos pelo ensaio de compressão axial controlada dos Grupos Experimentais estão apresentados no Quadro 1.

Quanto a força máxima (Fig.2), que é a força necessária para deformar uma amostra até a sua falência total, os grupos COA, COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p>0,01$). Já os grupos CO, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p<0,01$).

A rigidez relativa (Fig.3), que é a capacidade da amostra de absorver energia até a sua falência total, os grupos COMaFOA e COMiFOA não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p>0,01$). Já os grupos CO, COA, COMaFO e COMiFO diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p<0,01$).

Já a deformação (Fig.4), que é o quanto a amostra se reduz de tamanho até a sua falência total, os implantes COMaFo, COMaFOA e COMiFO não diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p>0,01$). Já os grupos CO, COA e COMiFOA diferiram estatisticamente do grupo controle (OSSO; $p<0,01$).

Os ensaios mecânicos de compressão axial foram concluídos, não sendo observado nenhum escorregamento de corpo de prova da base circular plana, durante o acionamento do eixo de carga para realizar os ensaios mecânicos de compressão axial controlada até a falência total da amostra, demonstrando que a metodologia empregada foi adequada, pois o conjunto formado pelo corpo de prova-máquina de ensaio manteve-se estável.

Após os ensaios mecânicos, observou-se deformação estrutural em todos os corpos de prova dos grupos experimentais, com redução de comprimento e aumento de diâmetro externo.

5.4 CONCLUSÕES

Dentre os grupos experimentais, somente os do COMaFOA e do COMiFOA apresentaram propriedades mecânicas semelhantes às do grupo controle (OSSO). Por isso, devido a essas características, esses dois biomateriais seriam os mais indicados como substitutos na reparação de falhas ósseas.

REFERÊNCIAS

- Akamoto T. & Trento C.L. 2002. Implante homogêneo de matriz dentinária desmineralizada conservada em glicerina a 98% em alvéolo dental: estudo microscópico em rato. *Revta Ciênc. Odont.* 5:33-43.
- Alexander J.W. 1987. Bone grafting. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 17:811-819.
- Alievi M.M., Schossler J.E.W., Guimarães L.D., Oliveira A.N.C., Traeslel C.K. & Ferreira P. 2007. Implante ósseo cortical alógeno conservado em mel na reconstrução de falha óssea diafisária em fêmur de cães: avaliação clínica e radiográfica. *Ciência Rural* 37:450-457.
- Alves E.G.L., Rezende C.M.F., Oliveira H.P., Borges N.F., Mantovani P.F. & Rosado I.R. 2010. Emprego experimental da placa de compósito poli-hidroxibutirado/hidroxiapatita na fixação femoral em gatos. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 62:1128-1134.
- Amendola G.F., Raiser A.G., Soares J.M.D. & Beckmann D.V. 2008. Aspectos biomecânicos compressivos de diáfises femorais caninas conservadas em glicerina a 98% ou em mel. *Ciência Rural.* 38:1341-1345.
- Bauer T.W. & Muschler G.F. 2000. Bone Graft Materials. *Clin. Orthop.* 37:10-27.
- Dasso G., Fernandez M.S. & Arias J.L. 1998. Reparacion ósea mediante aloimplantes sometidos a diferentes métodos de conservación em conejos. *Arch. Med. Vet.* 30:57-66.

Braz F., Rahal S.C., Rocha N.S., Taga E. & Biasi, F. 2003. Emprego de matriz óssea orgânica bovina e hidroxiapatita no reparo de defeito induzido em crânio de ratos. *Acta Cir. Bras.* 18:01-12.

Carneiro E., Garcia R.B., Oliveira R.C., Moraes F.G., Menezes R., Letra A., Canova G.C., Cestari T.M. & Granjeiro, J.M. 2005. Microscopic and radiographic analysis of the effect of particle size of demineralized bovine cancellous bone matrix on the repair of bone defects in femurs of rabbits. *J. Appl. Oral Sci.* 13:157- 162.

Fernandes A.Y., Laronga P.R., Coelho R.A., Ducati L. G. & Silva, M.V. 2004. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato. *Arq. Neuropsiquiatr.* 62:865-868.

Fernandes M.B., Guimarães J.A., Casado P.L., Cavalcanti A.S., Gonçalves N .N., Ambrósio C.E., Rodrigues F ., Pinto A.C., Miglino M.A. & Duarte M.E. 2014. The effect of bone allografts combined with bone marrow stromal cells on the healing of segmental bone defects in a sheep model. *BMC Vet. Res.* 10(1):36. doi: 10.1186/1746-6148-10-36.

França L.C.M., Oliveira M.P.C., Falcom R.S., Rugani M.G., Werlang P.M., Aguiar L.F. & Pinto R.Z.A. 2008. Estudo biomecânico comparativo da resistência às forças de compressão entre os parafusos pediculares poliaxiais e monoaxiais. *Coluna/Columna.* 7:133-138.

Freitas S.H., Dória R.G.D., Mendonça F.S., Camargo L.M., Presser C.I., Santos M.D., Shimano A.C. & Ambrósio C.E. 2013. Avaliação morfológica e por imagem radiográfica da matriz óssea mineralizada heteróloga fragmentada e metilmetacrilato preservados em glicerina para reparação de falhas ósseas em tíbias de coelhos. *Pesq. Vet. Bras.* 33:765-770.

Freitas S.H., Dória R.G.D., Mendonça F.S., Evêncio Neto J. & Camargo L.M. 2008. Aspecto radiológico de heteroenxerto ósseo cortical fragmentado na reparação de falhas ósseas em coelhos. *Revta Bras. Ciênc. Vet.* 15:107-110.

Freitas S.H., Dória R.G.S., Mendonça F.S., Santos M.D., Engrácia Filho J.R., Vidane

A.S., Marques A.T.C. & Ambrósio C.E. 2014. Tomographic imaging of fragmented cortical bone heteroimplant and methylmethacrylate in segmental bone defect of rabbit tibia. *Acta Cir. Bras.* 29:794-800.

Freitas S.H., Dória R.G.S., Mendonça F.S., Santos M.D., Moreira R., Simões R.S., Camargo L.M., Marques A.T.C. & Simões M.J. 2012. Tomografia computadorizada da matriz óssea mineralizada heteróloga fragmentada e metilmetacrilato na reparação de falhas ósseas. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 64:1547-1554.

Friedlaender G.E. 1982. Current concepts review: bone banking. *J. Bone Joint Surg.* 64:307-311. Gutierrez M., Lopes M.A., Hussain N.S., Cabral A.T., Almeida L. & Santos J.D. 2006. Substitutos ósseos: revisão. *Arq. Med.* 19:153-162.

Iwaki L.C.V., Iwaqui Filho, I., Barbosa, M.A.L., Silva, J.B. & Takeshida, W.M. 2011. Avaliação da densidade óssea e da resistência à força entre enxertos alógenos com fosfato de cálcio bifásico e tecido ósseo em tíbias de coelhos. *Pesq. Bras. Odontoped. Clin. Integr.* 11:511-517.

Kawano C.T., Romano Neto, O. & Monteiro A.C. 1998. Classificação dos defeitos ósseos e métodos de correção nas artroplastias primárias de joelho. *Revta Bras. Ortop.* 33:287-290.

Lane J.M. & Sandhu H.S. 1987. Current approaches to experimental bone grafting. *Orthop. Clin. North Am.* 18:213-225.

Mayer L., Oliveira M.G., Massotti F.P., Gomes F.V., Guyoti V. MELO E.G., Rezende C.M.F., Borges A.P.B. & Nobrega Neto P.I. 1998. Aloenxerto ósseo cortical: avaliação do seu emprego em tíbia de cão. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 50: 385-394.

Melo E.G., Rezende C.M.F., Borges A.P.B. & Nobrega Neto P.I. 1998. Aloenxerto ósseo cortical: avaliação do seu emprego em tíbia de cão. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 50:385-394.

Moraes P.C., Padilha Filho J.G., Canola J.C., Santos L.A., Macoris D.G., Alessi A.C.,

Castro M.B. & Dória Neto F. 2004. A biocompatibilidade do cimento de fosfato de cálcio implantado no rádio de coelhos. *Acta Cir. Bras.* 19:351-359.

Moreira R., Dória R.G.S., Camargo L.M., Santos M.D., Minto B.W., De Nardi A.B., Ambrósio C.E. & Freitas S.H. 2014. Aspecto radiológico e macroscópico de matriz óssea mineralizada heteróloga e polimetilmetacrilato autoclavado em falha óssea de tibia de coelhos. *Pesq. Vet. Bras.* 34:173-178.

Nandi S.K., Roy S., Mukherjee P., Kundu B., De D.K. & Basu D. 2010. hopaedic applications of bone graft & graft substitutes: a review. *Indian. J. Med. Res.* 132:15-30.

Rahal S.C., Bergamo F.M.M., Ishiy H.M. 2000. Prótese intra-ocular de resina acrílica em cães e gatos. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 52:319-324.

Ranzani J.J.T., Sampaio G.R., Franco M. & Castro G.B. 1996. Aplicação de membrana biológica heteróloga conservada em glicerina, na reparação de lesão em coelhos. *Vet. Zootec.* 8:35-45.

Raposo-do-Amaral C.A.A., Raposo-do-Amaral C.E., Roland F.G., Silva J.V.L., Paschoal G.H.L. & Silva A.M. 2010. Implantes pré-fabricados customizados nas grandes perdas ósseas do esqueleto craniofacial. *Revta Bras. Cir. Craniomaxilofacial* 3:175-179.

Rezende C.M.F, Borges A.P.B., Bernis W.O., Melo E.G. & Nobrega Neto P.I. 1998. Aspecto clínico-cirúrgico e radiográficos da hidroxiapatita sintética na diáfise proximal da tibia de cães. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 50:537-545.

Rocha F.S., Ramos L.M.A., Batista J.D., Zanetta-Barbosa D. & Dechichi P. 2011. Organic bovine graft associated with prp in rabbit's calvaria. *Intern. Arch. Otor.* 15:208-213.

Singh A.K., Rastogi A., Singh V. 2013. Biomechanical comparison of dynamic condylar screw *and locking compression plate fixation in unstable distal femoral fractures: An in vitro study.* *Indian J. Orthop.* 47:615-620.

Sinibaldi K. 1989. Evaluation of full cortical allografts in 25 dogs. J. Am. Vet. Med. Assoc. 194: 1570-1577.

Sonagli M,A., Graells X.S., Negrisoni M.B., Sonagli M., Benato M.L., Zaninelli E.M.; Oliveira L.Y.S. & Cunha L.A.M. 2011. Estudo biomecânico da fixação pedicular curta na fratura-exploração toracolombar. Coluna/Columna. 10: 183-187.

Tadjoedin E.S., Tadjoedin E.S., De Lange G.L., Bronckers A.L.J.J., Lyaruu D.M. & Burge E.H. 2003. Deproteinized cancellous bovine bone (Bio-Osso) as bone substitute for sinus floor elevation: a retrospective, histomorphometrical study of five cases. J. Clin. Periodontol. 30:261-270.

Ueno F.H., Pisani M.J., Machado A.N., Rodrigues F.L., Fujiki E.N. & Rodrigues L.M.R. 2015. Estudo biomecânico da fixação da fratura sacroilíaca com barras de titânio e parafusos pediculares. Acta Ortop. Bras. 23:154-157.

Weinfeld I., Magalhães L.V. & Vila N. 1999. Estudo histológico de um novo material (biobone) indicado para reparação óssea. Revta Paul. Odont. 21:9-10.

Yacubian-Fernandes A., Laronga P.R., Coelho R.A., Ducati L.G. & Silva M.V. 2004. Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato: nota técnica. Arq. Neuropatol. Psiquiatr. 62:865-868.

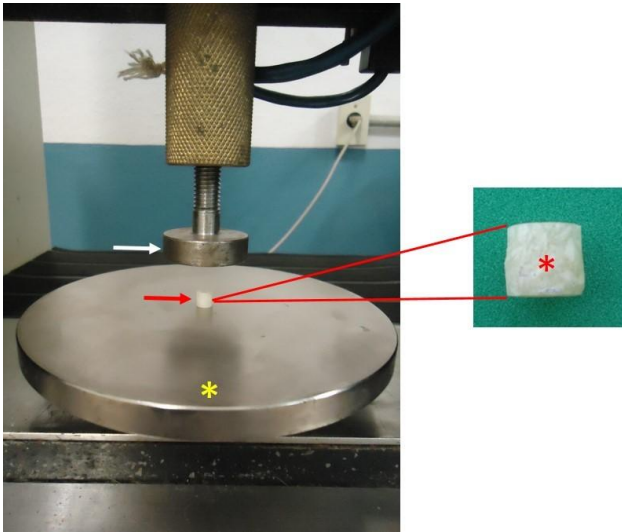


Fig.1. Máquina universal de ensaios. Base plana e circular (asterisco amarelo), corpo de prova (seta vermelha) e eixo de carga (seta branca). Corpo de prova após ensaio mecânico com deformação (asterisco vermelho).

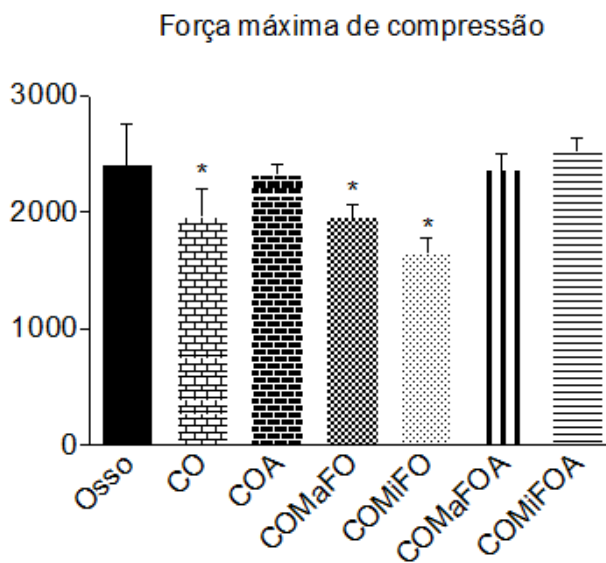


Fig.2. Força máxima de compressão (Média \pm Desvio padrão) das diferentes amostras testadas. Osso (controle); Cimento ósseo (CO); Cimento ósseo autoclavado (COA); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos (COMaFO); Cimento ósseo com microfragmentos ósseos (COMiFO); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos autoclavado (COMaFOA) e Cimento ósseo com microfragmentos ósseos autoclavado (COMiFOA). * Diferem estatisticamente do osso (controle; $p < 0,01$).

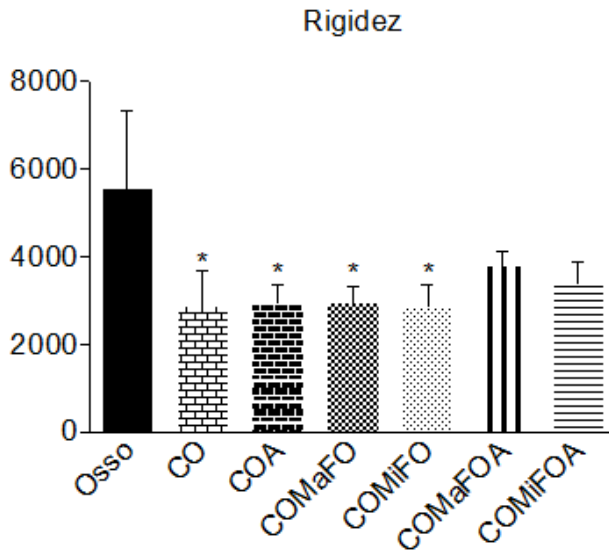


Fig.3. Rigidez relativa (Média ± Desvio padrão) das diferentes amostras testadas. Osso (controle); Cimento ósseo (CO); Cimento ósseo autoclavado (COA); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos (COMaFO); Cimento ósseo com microfragmentos ósseos (COMiFO); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos autoclavado (COMaFOA) e Cimento ósseo com microfragmentos ósseos autoclavado (COMiFOA). * Diferem estatisticamente do osso (controle; $p < 0,01$).

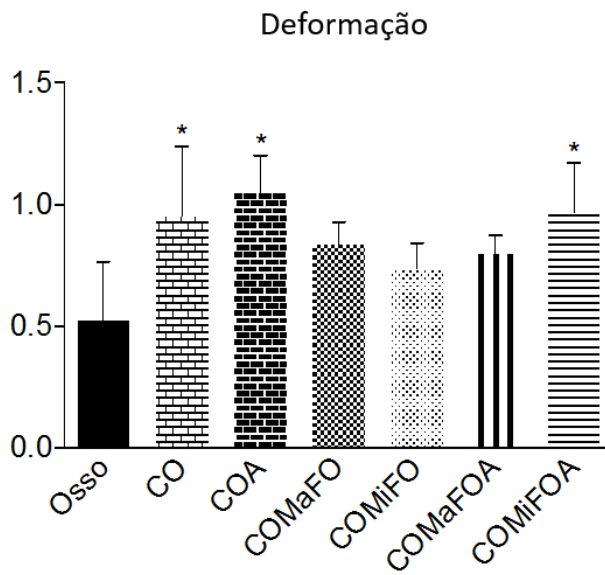


Fig.4. Deformação (Média ± Desvio padrão) das diferentes amostras testadas. Osso (controle); Cimento ósseo (CO); Cimento ósseo autoclavado (COA); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos (COMaFO); Cimento ósseo com microfragmentos ósseos (COMiFO); Cimento ósseo com macrofragmentos ósseos autoclavado (COMaFOA) e Cimento ósseo com microfragmentos ósseos autoclavado (COMiFOA). * Diferem estatisticamente do osso (controle; $p < 0,01$).

Quadro1. Valores médios e desvio padrão de cada grupo experimental, obtidos a partir dos testes mecânicos de compressão axial controlada.

Amostras	Força máxima (N)	Rigidez relativa (N/mm)	Deformação (mm)
OSSO	2400,00±352,90	5559,00±1772,00	0,5255±0,2385
CO	1957,00±245,00*	2852,00±836,00*	0,9514±0,2884*
COA	2319,00±88,55	2915,00±450,50*	1,0460±0,1556*
COMaFO	1945,00±119,40*	2945,00±390,40*	0,8357±0,0922
COMiFO	1651,00±127,50*	2844,00±519,30*	0,7364±0,1051
COMaFOA	2363,00±134,50	3770,00±347,30	0,7961±0,0769
COMiFOA	2518,00±120,40	3369,00±497,20	0,9670±0,2054*

* Diferem estatisticamente do controle (OSSO).

Fonte: Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.