JAQUELINE FRANÇA DOS SANTOS

Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães

São Paulo

2012

JAQUELINE FRANÇA DOS SANTOS

Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Departamento

Cirurgia

Área de concentração

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

BIBLIOTECA VIRGINIE BUFF D'ÁPICE
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA
E ZOOTECNIA DA USP

14/11/12

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virginie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da
Universidade de São Paulo)

T.2687
FMVZ

Santos, Jaqueline França dos

Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para
fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães / Jaqueline França dos
Santos. -- 2012.

86 f. : il. ; 1 cd-rom.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e
Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2012.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Anel para fixador. 2. Ilizarov. 3. Compressão axial. 4. TTPIXE. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães", protocolado sob o nº 2468/2011, não utilizando animais, sob a responsabilidade do(a) Prof. Dr. Cassio Ricardo Auada Ferrigno, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 23/11/2011.

We certify that the Research "Mechanical assessment and alloy composition of two sizes of circular external fixator rings from three different manufacturers for dogs", protocol number 2468/2011, not using animals, under the responsibility Prof. Dr. Cassio Ricardo Auada Ferrigno, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 11/23/2011.

São Paulo, 24 de novembro de 2011.

Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

NOME: SANTOS, Jaqueline França dos

Título: Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Data: ____/____/____

Banca examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição _____ Julgamento _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____ Julgamento _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____ Julgamento _____

Dedicatória

*Um dia descobrimos que apesar de viver 100 anos,
esse tempo todo não é suficiente
para realizarmos todos os nossos sonhos,
para dizer tudo o que tem de ser dito...
O jeito é: ou nos conformamos
com a falta de algumas coisas na nossa vida
ou lutamos para realizar todas as nossas loucuras.....*

Mário Quintana

"Aprendi com o Mestre dos Mestres que a arte de pensar é o tesouro dos sábios. Aprendi um pouco mais a pensar antes de reagir, a expor - e não impor - minhas ideias e a entender que cada pessoa é um ser único no palco da existência.

Aprendi com o Mestre da Sensibilidade a navegar nas águas da emoção, a não ter medo da dor, a procurar um profundo significado para a vida e a perceber que nas coisas mais simples e anônimas se escondem os segredos da felicidade.

Aprendi com o Mestre da Vida que viver é uma experiência única, belíssima, mas brevíssima. E, por saber que a vida passa tão rápido, sinto necessidade de compreender minhas limitações e aproveitar cada lágrima, sorriso, sucesso e fracasso como uma oportunidade preciosa de crescer.

Aprendi com o Mestre do Amor que a vida sem amor é um livro sem letras, uma primavera sem flores, uma pintura sem cores. Aprendi que o amor acalma a emoção, tranquiliza o pensamento, incendeia a motivação, rompe obstáculos intransponíveis e faz da vida uma agradável aventura, sem tédio, angústia ou solidão. Por tudo isso Jesus Cristo se tornou, para mim, um Mestre Inesquecível".

Augusto Cury

À Deus,

Por guiar e iluminar meu caminho
todos os dias.

Obrigada pela minha vida e por mais esta conquista!

FAMÍLIA,

Conjunto de pessoas que partilham objetivos e valores

ajudam-se não só nos bons momentos,

mas também nos maus.

Um grupo fundamental na sociedade.

É a BASE, a ESTRUTURA, o AMOR, o COMPANHEIRISMO.

É tudo na vida, sem ela não temos o alicerce

que nos ajuda a viver.

À minha família

Euclides França, Laura,

Kleber, Junior,

Fernanda, Wanessa e Kaio,

Pela força, incentivo e apoio

durante toda minha vida.

Não tenho palavras
para agradecer tudo que fizeram
e fazem por mim.

*“Um professor é a personificada consciência do aluno;
confirma-o nas suas dúvidas;
explica-lhes o motivo de sua insatisfação
e lhe estimula a vontade de melhorar”.*

Thomas Mann

Ao Professor
Cássio Ricardo Auada Ferrigno,

Pela confiança em meu trabalho
e por tornar esse sonho possível.

Muito obrigada!

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

Aos meus amigos e companheiros do Laboratório de Ortopedia e traumatologia comparada **Adriana Valente, Olicies da Cunha, Kelly Ito, Daniela Izquierdo, Marcio Ferreira, Marcos Della Nina, Renato Cavalcante, Denis Prata, Vanessa Ferraz e Isis Dal-Bó** por serem pessoas maravilhosas, que me ensinaram, ajudaram, incentivaram e estiveram ao meu lado em todos os momentos. Obrigada pelo conhecimento, companheirismo e paciência.

Ao Tecnólogo **César Augusto Martins Pereira**, pela sua dedicação ao trabalho, por seu conhecimento e por tornar realidade esse projeto. Muito obrigada!

Ao grupo de pesquisa em física aplicada à aceleradores do Instituto de física da Universidade de São Paulo, em especial ao **Jim Heiji Aburaya** e ao **Evandro Drigo** por toda ajuda na realização e elaboração deste trabalho. Muito obrigada!

Ao meu colega **Alexandre Navarro** meu muito obrigado pela paciência e companheirismo na realização das análises estatísticas.

A eterna amiga e mãe adotiva **Lizete Cabrera**, pela amizade e cuidados que sei que serão para toda a vida.

As grandes amigas **Claudia Mendes, Martha De Domênico Oehlmeyer Portilho e Letícia da Costa** pela amizade durante todos esses anos.

Aos meus queridos amigos **Alessandro Martins, Liege Garcia, Tatiana Mariani, Roberta Figueiredo, Larissa Borges Cardozo, Daniela Godoi, Luciana Curotto e Tiago Garcia**, obrigada pela paciência, amizade, ajuda e companheirismo.

A todos os professores de graduação da Universidade Estadual de Londrina, em especial aos professores **Nilva Maria Freres Mascarenhas, Carmen Lúcia Scortecci Hilst e Fernando De Biasi** por todo incentivado e ajuda quando demonstrei interesse em fazer meu mestrado nesta faculdade. Muito obrigada!

A todos os funcionários, médicos veterinários e residentes do HOVET-FMVZ/USP.

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo pela oportunidade e incentivo no desenvolvimento deste trabalho.

Ao **PROAP** pelo apoio financeiro na compra dos implantes.

A **CAPES** pelo suporte financeiro.

Nada realizamos sem a colaboração daqueles que nos transmitem com paciência e dedicação sua experiência de vida e trabalho.

RESUMO

SANTOS, J. F. **Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães.** [Evaluation of mechanical and metal alloy composition of two sizes of circular external fixator rings for three different manufacturers for dogs]. 2012. 86 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

Vários implantes cirúrgicos têm sido desenvolvidos para estabilizar fraturas em seres humanos e animais. O fixador esquelético externo circular de Ilizarov é método de fixação amplamente utilizado para tratamento de fraturas complexas, desvios angulares, bem como no alongamento ósseo. O anel destaca-se como componente fundamental desse dispositivo e as cargas de compressão no mesmo plano do anel são devidas principalmente a fios ligados de um lado ao outro do implante. O estudo teve como objetivo comparar a resistência à compressão axial de anéis de Ilizarov e analisar a composição da liga metálica desses anéis. Foram testados dois diâmetros de anéis de três fabricantes nacionais para os ensaios biomecânicos de compressão axial, divididos em dois grupos com quinze corpos de prova. Os testes foram realizados em máquina universal de ensaios Kratos® modelo KE 3.000MP, dotada de célula de carga de 3000N com velocidade de ensaio de 10 milímetros por minuto. Os parâmetros força e deformação foram enviados ao computador IBM®-PC através do sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000, que permitiu a gravação dos parâmetros para posterior análise. Também avaliou-se a composição elementar dos anéis através do método TTPIXE (partículas induzidas pela emissão de raios X em alvos espessos) em PIXE externo. Os espectros foram acumulados em buffer-multicanal conectado a um micro-computador pessoal tipo IBM-PC®. A redução de espectros de raios-X foi realizada por meio do programa AXIL. Concluiu-se que os anéis para fixador esquelético externo circular são compostos de liga metálica de alumínio e que existe diferença entre os fabricantes nacionais no ensaio mecânico de compressão axial, sendo que o fabricante A é mais rígido que os outros fabricantes para os dois diâmetros (60 e 80 milímetros) de anel e mais resistente que os outros fabricantes para o anel de 80 milímetros.

Palavras-chave: Anel para fixador. Ilizarov. Compressão axial. TTPIXE.

ABSTRACT

SANTOS, J. F. **Evaluation of mechanical and metal alloy composition of two sizes of circular external fixator rings for three different manufacturers for dogs.** [Avaliação mecânica e de composição de liga metálica de dois tamanhos de anéis para fixador externo circular de três diferentes fabricantes para cães]. 2012. 86 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

Various surgical implants have been developed to stabilize fractures in humans and animals. Ilizarov's circular external skeletal fixator is a fixation method widely used for the treatment of complex fractures, angular deviation, as well as in bone lengthening. The ring stands out as a fundamental component of the device and compression loads in the same plane of the ring are due mainly to wires connected from one side to another of the implant. The study aimed to compare the resistance to axial compression on Ilizarov's rings and analyze the alloy composition of these rings. Two diameters were tested of three domestic ring manufacturers for biomechanical axial compression, divided into two groups with fifteen specimens each group. The tests were performed in a universal test machine Kratos® model 3.000MP KE, equipped with a 3000N load cell with a test speed of 10 mm per minute. The strength and deformation parameters were sent to the IBM®-PC computer through the Lynx® analog acquisition system model ADS-2000, which allowed the recording of the parameters for further analysis. Also, the rings' alloy composition was evaluated using the TTPIXE method (thick-target particle induced X-ray emission) in external PIXE. The spectra were accumulated in a multi-channel buffer connected to an IBM®-PC type personal microcomputer. The reduction of X-ray spectra was performed using the AXIL program. In conclusion the rings was made from aluminum alloy, witch differs in composition among different fabricants, also the rings showed differences performance in mechanical testing of axial compression, and the manufacturer A is more rigid than the other manufacturers for the two diameters (60 and 80 mm) ring and tougher than the other manufacturers to the 80 mm ring.

Keywords: Ring fixator. Ilizarov. Axial compression. TTPIXE.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Dispositivos para ensaio biomecânico destrutivo de anel para fixador esquelético externo circular. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	54
Figura 2 -	Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo KE 3.000MP, dotada de célula de carga de 3000 N. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	55
Figura 3 -	Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo KE 3.000MP, dotada de célula de carga de 3000 N. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	56
Figura 4 -	Sala de análise das amostras (LAMFI). LAMFI/USP-São Paulo-2012.....	58
Figura 5 -	Imagens fotográficas do bombardeamento de prótons. LAMFI/USP-São Paulo-2012	59
Figura 6 -	Imagem fotográfica buffer-multicanal conectado a um microcomputador pessoal. LAMFI/USP-São Paulo-2012.....	60
Figura 7 -	Imagem fotográfica dos anéis para Ilizarov. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	62
Figura 8 -	Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante A com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	63
Figura 9 -	Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante B com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	63
Figura 10 -	Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante C com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	64
Figura 11 -	Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante A com diâmetro de 80 milímetros (mm). Curvas de cada CP enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	67
Figura 12 -	Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante B com diâmetro de 80 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	68

- Figura 13 - Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante C com diâmetro de 80milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012..... 68
- Figura 14 - Figura demonstrando as curvas sobrepostas de contagem-energia de cada fabricante testado. No pico de cada curva, encontram-se as siglas dos elementos correspondentes, sendo Alumínio (Al), Titânio (Ti), Vanádio (V), Cromo (Cr), Manganês (Mn), Ferro (Fe), Cobre (Cu), Zinco (Zn). LAMFI/USP-São Paulo-2012..... 72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Esquema dos dois grupos de anéis (60 e 80 milímetros) com os números de anéis a serem testados dos 3 fabricantes (A, B e C). FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	53
Tabela 2 -	Força no limite de escoamento (FLE) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	64
Tabela 3 -	Deformação no limite de escoamento (DLE) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	65
Tabela 4 -	Deformação relativa no limite de escoamento (DLErel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	65
Tabela 5 -	Força no pico (FPICO) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	65
Tabela 6 -	Deformação no pico (DPICO) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	66
Tabela 7 -	Deformação relativa no pico (DPICOrel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012... ..	66
Tabela 8 -	Rigidez (Rig) em Newton por milímetros (N/mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	67

Tabela 9 -	Força no limite de escoamento (FLE) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	69
Tabela10 -	Deformação no limite de escoamento (DLE) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	69
Tabela11 -	Deformação relativa no limite de escoamento (DLErel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	70
Tabela 12 -	Força no pico (FPICO) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	70
Tabela13 -	Deformação no pico (DPICO) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	71
Tabela14 -	Deformação relativa no pico (DPICOrel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	71
Tabela15 -	Rigidez (Rig) em Newton por milímetros (N/mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012.....	71
Tabela16 -	Demonstração das porcentagens dos elementos encontrados na análise da composição da liga metálica, tendo incerteza de 30% ($I \approx 30\%$). A tabela mostra os três fabricantes nacionais (A, B e C) nas duas medidas testadas (60 e 80 milímetros). LAMFI/USP-São Paulo-2012.....	73

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1 FIXADOR ESQUELÉTICO EXTERNO CIRCULAR - ILIZAROV	25
2.1.1 Aplicações do fixador esquelético externo circular.....	26
2.1.2 Complicações	28
2.1.3 Comportamento biomecânico.....	29
2.2 LIGAS METÁLICAS	31
2.2.1 Tipos de ligas metálicas	33
2.2.1.1 Liga de titânio	33
2.2.1.2 Aço inoxidável	34
2.2.1.3 Liga de alumínio	34
2.2.1.4 Liga de cobre.....	35
2.2.2 Análise de ligas metálicas	36
2.2.2.1 Composição química.....	36
2.2.2.1.1 PIXE.....	37
2.2.2.1.2 PIXE interno e PIXE externo	38
2.2.2.1.3 TTPIXE	39
2.2.2.2 Propriedades físicas	39
2.2.2.2.1 Ensaio biomecânico	41
3 OBJETIVOS.....	44
4 JUSTIFICATIVA.....	46
5 HIPÓTESE	48
6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	50
7 MATERIAL E MÉTODO.....	52
7.1 ENSAIO BIOMECÂNICO	52
7.1.1 Corpos de prova.....	52
7.1.2 Dispositivo para o corpo de prova	53
7.1.3 Descrição do ensaio biomecânico.....	54

7.2 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO DA LIGA METÁLICA.....	57
7.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	60
8 RESULTADOS.....	62
8.1 ENSAIO BIOMECÂNICO	62
8.2 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO DA LIGA METÁLICA.....	72
9 DISCUSSÃO	75
10 CONCLUSÃO	80
REFERÊNCIAS.....	82

Introdução

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes metálicos para o tratamento de seres humanos e animais é alternativa para restaurar partes danificadas, após traumas, melhorando a qualidade de vida e auxiliando na recuperação do paciente.

Os implantes metálicos podem ser internos ou externos. Dentre os implantes externos, o fixador esquelético externo circular de Ilizarov é implante muito utilizado para tratamento de fraturas complexas e desvios angulares com bons resultados.

As ligas metálicas compreendem, no mínimo, dois materiais, sendo necessariamente um deles um metal. As ligas mais comumente utilizadas para fabricação de implantes em ortopedia são: aço inoxidável (liga 316L), titânio e liga cromo-cobalto-molibdênio, porém os anéis de fixador circular de liga de alumínio são utilizados frequentemente em veterinária devido ao baixo peso.

A utilização de implantes de qualidade é muito importante para o sucesso no tratamento do paciente e retorno precoce às funções normais. As consequências mais comuns da utilização de implantes inadequados são: falha ou reação ao implante, soltura dos fios e infecção.

Quando existe a falha prematura do implante, revisões cirúrgicas são necessárias para a sua troca, resultando em aumento dos custos com o tratamento, trauma tecidual adicional e prolongamento do tempo de tratamento.

Em uso clínico, anel circular é submetido a grande variedade de cargas, incluindo a compressão no mesmo plano. As cargas de compressão no mesmo plano do anel são devidas principalmente a fios ligados de um lado ao outro do implante.

Os resultados obtidos com o ensaio de compressão axial não são destinados a prever a eficácia clínica ou segurança dos produtos testados. Este método de teste é destinado apenas a medir a uniformidade dos produtos ou para comparar as diferenças nas propriedades mecânicas.

Devido à inexistência de normas para fabricação de implantes na área veterinária, como acontece na medicina humana com a regulação de órgãos governamentais (ANVISA), tivemos como objetivo desse trabalho avaliar a

resistência mecânica à compressão e a composição das ligas metálicas de anéis de Ilizarov, comparando diferentes fabricantes nacionais.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FIXADOR ESQUELÉTICO EXTERNO CIRCULAR – ILIZAROV

Os fixadores esqueléticos externos circulares (FEEC) foram desenvolvidos na década de 1950 em Kurgan – Rússia, pelo prof Graviil Abramovitch Ilizarov (FERRIGNO et al., 2010; RAHAL; VOLPI, 2000; MARCELLIN-LITTLE et al., 2002). Esse método foi inicialmente utilizado em humanos no período da segunda Guerra Mundial (ILIZAROV, 1992). A técnica foi usada pela primeira vez em Medicina Veterinária em 1984, na Itália, pelo italiano Antônio Ferreti (FERRIGNO et al., 2010).

Ilizarov apresentou revolucionário sistema de fixação externa que consistia na união de dois semicírculos conectados entre si, formando um anel onde eram fixados dois fios de Kirschner de 1,5 ou 1,8 milímetros de diâmetro que transfixavam o osso, em posição a mais próxima da ortogonal, sob tração de 90 a 130 quilograma-força. Este anel era conectado a outro através de quatro hastes longitudinais rosqueadas (ILIZAROV, 1989; ROTBANDE; RAMOS, 2000). O fixador de Ilizarov utiliza conjunto de 32 componentes que, combinados, permitem a construção de 700 a 800 montagens distintas, segundo a necessidade de cada caso (ROTBANDE et al., 1996; RAHAL; VOLPI, 2000).

O método é construído por fios, que podem ser tensionados ou não, presos a anéis inteiros ou semi-anéis, que são conectados uns aos outros por hastes telescópicas ou rosqueadas (FERRIGNO et al., 2010). Quando tensionados os fios podem alcançar a mesma rigidez que os pinos e, por serem finos, minimizam a lesão dos tecidos moles, periósteo e suprimento sanguíneo medular. O arqueamento dos fios deve ser evitado quando eles forem presos aos anéis; quando aplicada tensão, o arco transforma-se em reta, provocando desvios dos fragmentos ósseos (RAHAL; VOLPI, 2000). O pequeno diâmetro dos fios permite melhor estabilização óssea (ROTBANDE; RAMOS, 2000) e torna possível capturar pequenos segmentos ósseos, sem recorrer à redução aberta. Os fios olivados podem ser usados para redução e compressão dos fragmentos (NARAYAN; MARSH, 2003).

Os principais detalhes da técnica cirúrgica que devem ser observados são: tensão correta dos fios de transfixação óssea; colocação dos anéis; disposição e número correto das hastes longitudinais rosqueadas; paralelismo dos componentes da montagem e cuidados com a anatomia regional (GUARNIERO, 1990).

O número de anéis a serem aplicados depende da natureza da fratura ou osteotomia e da estabilidade inerente ao segmento do membro (RAHAL; VOLPI, 2000). Sempre que a anatomia permitir, usar dois anéis acima e dois anéis abaixo de um determinado foco de tratamento (GUARNIERO, 1990).

Os FEEC possuem particularidades mecânicas que promovem alta resistência quando submetidos às forças de rotação e de encurvamento. Embora resistente, o dispositivo permite apoio e micromovimentos axiais, e as forças transmitidas ao osso estimulam a osteogênese e remodelamento ósseo com base nas leis de Wolff (FERRIGNO et al., 2010). O caminho para a consolidação de qualquer fratura e a velocidade com que a mesma acontece é determinada pela combinação de dois fatores: o ambiente mecânico e a vascularização em torno da fratura (NARAYAN; MARSH, 2003). A configuração do fixador pode ser ajustada depois da fixação da fratura, permitindo transporte, translação, rotação ou angulação dos segmentos de forma aguda ou progressiva (FERRIGNO et al., 2010).

A literatura clínica indica que um sistema muito rígido pode produzir pseudoartrose, reparo retardado ou osteoporose por desuso, ao passo que um sistema muito flexível pode produzir deformidades, pseudoartrose e problemas na interface fio-osso (NELE et al.; 1994; WU et al., 1984; ZHANG, 2004).

2.1.1 Aplicações do fixador esquelético externo circular

As indicações são: alongamento dos membros, correção de deformidades dos membros, tratamento de perdas ósseas, tratamento de fraturas e pseudoartroses (RAHAL; VOLPI, 2000; FERRIGNO et al., 2010; CATAGNI; FELICI, 1996). Jerram et al. (2005) afirma que a distração osteogênica e fixação esquelética externa circular pode ser usada no tratamento de deformidades graves dos membros em cães. Outras indicações mencionadas incluem correção de retrognatismo e prognatismo,

correção de hipogenesia mandibular, artrodeses e tratamento de osteomielites (RAHAL; VOLPI, 2000). Segundo Narayan e Marsh (2003), em situações onde a vascularização periosteal é precária, o método de Ilizarov pode ser usado com benefício máximo para proteção dos fatores biológicos.

Este método tem sido utilizado com sucesso na medicina humana e em pequenos animais, especialmente nos últimos 10 anos, para a consolidação de fraturas e diferentes doenças ortopédicas. A utilização deste sistema em algumas fraturas ou outras deformidades, especialmente em rádio e ulna, tíbia e fíbula, é muito comum (BILGILI, 2004). Na fratura dos ossos longos, particularmente nas expostas, em que a osteossíntese interna aumenta o risco de infecção, e nas cominutivas, o fixador de Ilizarov permite a redução e fixação estáveis dos fragmentos sem a necessidade de abordar cirurgicamente o foco de fratura (RAHAL; VOLPI, 2000).

Rahal et al. (2005) concluiu que o método de Ilizarov pode ser usado no tratamento de consolidação retardada e não-união, mas o fixador externo circular é de difícil aplicação em cães de raças pequenas em estudo do emprego deste fixador em complicações de fraturas de rádio e ulna.

Os FEEC possuem características biomecânicas que podem otimizar as condições para a consolidação da fratura e permitir a osteogênese por distração (LEWIS et al., 1998; RAHAL; VOLPI, 2000). O transporte ósseo, segundo os princípios de Ilizarov, é comprovadamente boa opção no tratamento das grandes falhas ósseas, devendo ser considerado como procedimento de reconstrução nesses casos. Além de ser um método biológico, respeitando principalmente a vascularização de um segmento geralmente agredido, permite ao paciente deambulação precoce, com todos os benefícios inerentes à possibilidade de locomoção sem ajuda (KNACKFUSS et al., 1998).

Ting et al. (2010) sugerem que o transporte ósseo é opção válida no tratamento da osteomielite. A combinação única das propriedades mecânicas do fixador externo circular e os princípios biológicos da osteogênese por distração, juntamente com a seleção adequada de antimicrobianos, foram empregados para corrigir os defeitos ósseos e alcançar a consolidação.

A estabilidade do fixador interfere no tipo de tecido que preenche o espaço de distração ou foco de fratura, sendo dependente, em parte, do número e da tensão

nos fios; do ângulo entre os fios; do número e do tamanho dos anéis; da rigidez do fixador; do formato, área e densidade dos fragmentos ósseos; da quantidade de compressão (ou separação) óssea; do formato, localização e plano de fratura ou osteotomia relativa ao eixo longitudinal do osso; da união dos tecidos miofasciais e ligamentos aos fragmentos, e dos vetores da tensão muscular dentro do membro (RAHAL; VOLPI, 2000).

A utilização do fixador de Ilizarov tem mostrado bons resultados, com relativamente poucas complicações, o que não ocorre em geral com outros fixadores externos menos estáveis (KNACKFUSS et al., 1998). Em questionamento, deve-se colocar a indicação em enfermidades menos complexas, pois sabidamente este sistema é desconfortável para o paciente. Deve-se dar preferência a métodos convencionais consagrados de tratamento ou sistemas de fixação externa mais simples, deixando a utilização do fixador circular para os casos graves (ROTBANDE; RAMOS, 2000).

2.1.2 Complicações

As complicações próprias do método de Ilizarov são frequentes e podem dificultar o curso do tratamento, destacaram como as mais comuns: quebra dos fios, infecção cutânea na interface do fio com a pele, paralisia transitória dos nervos periféricos adjacentes ao trajeto dos fios, lesão vascular, contratura das articulações adjacentes e retardo na consolidação óssea do regenerado ou consolidação prematura do mesmo, quando se realizam o alongamento ou o transporte ósseo (FERREIRA; MERCADANTE, 2004). Segundo Marcellin-Little (1999) complicações são raras quando as fraturas são tratadas com fixador externo circular.

O ponto de emergência dos fios transosseos, ou seu próprio trajeto, pode ser sede de infecção por formação de abscesso ao redor do fio; presença de tecido necrótico no trajeto, o qual pode vir a ser foco de contaminação; e presença de excesso de movimentação entre o fio e os tecidos adjacentes (GUARNIERO, 1990).

Segundo Guarniero (1990), os cuidados pós-operatórios necessários são: curativos e limpeza frequente nos pontos de emergência cutânea dos fios; vigilância constante da tensão dos fios; cuidados com possível infecção nos fios.

2.1.3 Comportamento biomecânico

As propriedades mecânicas de qualquer FEEC são influenciadas por fatores extrínsecos e intrínsecos. Numerosos são os fatores extrínsecos que afetam as características biomecânicas do fixador, entre eles: o diâmetro, a composição do material e a configuração dos anéis do fixador, bem como o número, o diâmetro, a tensão, a orientação e tipo de fio utilizado. Os fatores intrínsecos ou biológicos são: a área, o comprimento e o módulo de elasticidade do tecido dentro do foco de fratura ou distração, o padrão de interdigitação entre as extremidades do osso e a tensão dos tecidos moles em torno dos fragmentos (LEWIS et al., 1998).

Segundo Narayan e Marsh (2003), a estrutura circular do Ilizarov tem metade da rigidez de um fixador uniplanar tipo 1A, quando testados em compressão. No entanto, a rigidez ao arqueamento e a torção é igual para os dois tipos. A menor rigidez axial do Ilizarov pode seguramente ser vantajosa, fornecendo carga adequada para estimular a consolidação óssea.

A finalidade dos anéis é distribuir a carga a partir dos fios ou pinos para os elementos longitudinais, eles mantêm a tensão do fio. Possíveis variações na configuração do anel são o tamanho, o material e se ele é inteiro ou semi anel (WATSON et al., 2000).

O diâmetro do anel é quem determina o comprimento do fio e tem profunda influência sobre as propriedades mecânicas do fixador (LEWIS et al., 1998). Os efeitos do tamanho do anel têm sido bem documentados, a redução no tamanho do anel reduz a extensão do fio e, portanto, aumenta a rigidez efetiva do fio, resultando em aumento da rigidez global do fixador (WATSON et al., 2000). Segundo Bronson (1995) embora o diâmetro do anel afete a estabilidade em todos os planos, a estabilidade axial sofre uma influência mais profunda. Testes com uma construção com um anel, mostraram uma redução de 30% na rigidez axial quando o diâmetro

do anel foi aumentado de 120mm para 160 milímetros, enquanto que a rigidez à torção e à flexão diminuiu apenas 10%. A influência do diâmetro do anel é mais evidente em cargas axiais baixas.

Rossi et al. (1990) relataram queda da resistência máxima dos anéis à medida que seu diâmetro aumenta. Não observaram diferença de resistência máxima dos sistemas (anel x fio) com e sem pré-tensão dos fios.

Cross et al. (2001) atestaram que com o aumento do diâmetro do anel, a rigidez do fixador diminui significativamente. A contribuição diferencial do diâmetro do anel, a tensão do fio e suas interações devem ser consideradas quando se utiliza esse tipo de estrutura.

Lewis et al. (2001) observaram que o diâmetro do anel teve um efeito profundo sobre as características de rigidez axial de construções com um único anel. O tensionamento dos fios de fixação pode melhorar as características de rigidez axial, particularmente em construções de anel com maior diâmetro, por atenuar o ângulo da fase inicial exponencial da curva de carga / deformação.

Fios olivados tensionados em ambas as extremidades apresentam significativamente maior rigidez à flexão em relação aos fios lisos e fios olivados tensionados apenas na extremidade oposta à oliva (ANTOCI et al., 2006).

Mesa et al. (2000) relataram um fixador circular, de acordo com a filosofia de Ilizarov, mas material feito a partir de polipropileno. Tendo como vantagens sua flexibilidade, seu menor peso por unidade de área, a não ocorrência de corrosão e metalose e a radiotransparência.

Tosborvorn et al. (2006) relatou que o anel de liga de alumínio é forte o suficiente para uso clínico, sendo mais leve, pesando 2-3 vezes menos do que o aço inoxidável. Segundo Kummer (1992), os anéis de alumínio e carbono são mais leves e radiotransparentes, mesmo sendo mais espessos que os anéis de aço inoxidável.

Bronson et al. (1995) testaram anéis de alumínio, aço inoxidável e compósitos de carbono dentro de uma estrutura. Eles concluíram que o material do anel não alterou a rigidez do sistema em nenhum teste.

Compreender as variáveis dos componentes individuais e suas interações influenciando a estabilidade do segmento ósseo, deve ajudar cirurgiões a otimizar a tensão interfragmentária. O tensionamento dos fios de fixação é provavelmente

desnecessário em construções com anel de 50 milímetros de diâmetro, mas assume maior importância à medida que aumenta o diâmetro do anel (LEWIS et al., 2001).

Ainda, não há legislação específica, no Brasil, que regule a comercialização de implantes cirúrgicos, nem procedimento para a notificação e a investigação dos casos de falha. Dessa maneira, não existem dados estatísticos que descrevam aspectos técnicos e econômicos destas falhas (gastos diretos e indiretos com reoperações, principais causas de falhas, etc.) (AZEVEDO; HIPPERT JR, 2002; LEIVAS et al., 1996).

2.2 LIGAS METÁLICAS

O emprego de metais e ligas metálicas em medicina e, em particular, em cirurgia, tomou impulso a partir do momento em que técnicas cirúrgicas assépticas, aperfeiçoamento da anestesia e substituição do sangue e de fluidos humanos perdidos foram desenvolvidas. Por volta de 1900 ainda não se conheciam materiais metálicos com adequadas propriedades de resistência mecânica e inércia química disponível para confecção de implantes ortopédicos. As ligas ferrosas disponíveis, além do cobre, zinco e alumínio, não apresentavam estabilidade química adequada, produzindo substâncias tóxicas por dissolução (oxidação) dos metais em contato com fluidos do corpo humano. O emprego dos primeiros aços inoxidáveis em implantes ortopédicos data de 1926 e a estes seguiram-se as ligas à base de níquel e metais como titânio e tântalo ou suas ligas. A procura de materiais metálicos mais apropriados a implantes ortopédicos deve-se às diferentes falhas que os mesmos ainda apresentam e que são de natureza fisiológica (biocompatibilidade), mecânica (resistência) e química (corrosão) (VILLAMIL et al., 2002).

Nas primeiras décadas do século XX, com a Primeira Grande Guerra, a metalurgia teve desenvolvimento expressivo e que resultou na concepção de novas ligas metálicas, incluindo os aços inoxidáveis. O emprego de dispositivos para fixar ossos fraturados foi iniciado em 1920. Na década de 40, novamente devido a conflitos militares, os implantes metálicos tiveram expansão bastante apreciável. Dentro dessa expansão, enquadra-se o emprego de materiais metálicos na

SANTOS, J.F.

fabricação de articulações entre ossos. Em relação ao titânio, o primeiro implante foi realizado em 1951 e envolvia o emprego desse metal, puro, na confecção de placas e parafusos usados na fixação de ossos fraturados (MELLO, 2004).

No início de sua utilização, os metais eram usados como encontrados na natureza, na sua forma natural, sendo trabalhados e moldados de acordo com suas finalidades. Com o passar do tempo ocorreu a utilização das ligas metálicas, devido à observação de que certos metais com acréscimo de outros metais e/ou “impurezas”, possuíam propriedades diferentes, que facilitam o seu manuseio (CAMPOS, 2010).

Os metais são geralmente utilizados na forma de ligas, ou seja, consistem em “misturas” de dois ou mais elementos químicos. Nas ligas metálicas, pelo menos um dos elementos é metal e a liga resultante apresenta características metálicas (elevada condutibilidade térmica e elétrica). A maioria dos processos metalúrgicos produz metais com uma quantidade de impurezas que normalmente varia entre 0,01 a 1% em peso. O efeito das impurezas sobre as propriedades de um metal é relativo e dependente de questões tecnológicas e econômicas (custo/benefício). Quando a influência das impurezas é mínima o metal é conhecido como “comercialmente puro”. Na prática, um metal puro nunca será 100%, ou seja, sua pureza pode variar entre 99 e 99,9999% (MOREIRA, 1993).

Na maioria dos casos, um ou mais elementos podem ser intencionalmente adicionados a um metal, objetivando-se melhorar as propriedades mecânicas ou obter certas propriedades específicas. Se tal adição tornar-se parte integral da fase sólida, a fase resultante é chamada solução sólida, ou seja, o metal puro (solvente) dissolve o elemento adicionado propositadamente (soluto). Para diversos sistemas de ligas (componentes) e sobre uma determinada temperatura, existe uma concentração máxima de átomos de soluto para formar uma solução sólida; esta concentração define o limite de solubilidade daquele sistema. A adição de soluto em quantidades superiores ao limite de solubilidade resulta na formação de outra solução sólida ou um composto de composição diferente (MOREIRA, 1993; VERHOEVEN, 2005).

Uma fase pode ser definida como porção homogênea de um sistema que possui características físicas e químicas uniformes, todo metal puro é considerado como uma fase. Nos sistemas com mais de uma fase, cada uma apresenta

propriedades distintas e um contorno (contorno de fase) separando estas fases, sobre o qual existe uma mudança descontínua e abrupta nas características físicas e/ou químicas (VERHOEVEN, 2005).

Na maior parte dos materiais, as propriedades físicas e particularmente o comportamento mecânico são dependentes de sua microestrutura. A microestrutura é sujeita à observação direta através de microscópios ópticos ou eletrônicos. Nas ligas metálicas, a microestrutura é caracterizada pelo número de fases, suas proporções e suas morfologias (MOREIRA, 1993).

Algumas das ligas metálicas aplicadas com boa aceitação clínica são: cobalto-crômio para próteses, os aços inoxidáveis para a construção de aparelhos ortodônticos e ligas de titânio para implantes dentários e ortopédicos (RAMIRES; GUASTALDI, 2002).

2.2.1 Tipos de ligas metálicas

2.2.1.1 Liga de titânio

O titânio puro exibe aspectos interessantes em relação à resistência mecânica, boa resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade, o que o torna ideal para aplicações em implantes ortopédicos. O uso do titânio puro limita-se a aplicações onde as solicitações mecânicas não são elevadas. Ao exigir-se níveis elevados de resistência mecânica, como no implante de próteses totais de quadril, é interessante o uso de ligas de titânio (MELLO, 2004).

Até o momento, a liga de titânio de maior interesse para próteses de reposição total de quadril é a titânio-alumínio-vanádio por causa de sua alta resistência mecânica, excelente resistência à corrosão e boa tolerância do tecido. Tais aplicações incluem também próteses de quadril e joelho, peças de fixação (placas, parafusos, fios), instrumentos e implantes dentários (MELLO, 2004).

2.2.1.2 Aço inoxidável

Os aços inoxidáveis, especialmente 316 e 316L, são os mais amplamente utilizados para a fabricação de implantes. O aço inoxidável forjado tem uma força maior que o fundido, mas tem menor resistência à fadiga que outras ligas de implante. No entanto, o aço inoxidável é mais facilmente usinado e recentes avanços vêm melhorando significativamente as suas propriedades. A única diferença de composição entre aço inoxidável 316L e 316 é o conteúdo de carbono (ALTIERI et al., 2003).

2.2.1.3 Liga de alumínio

O alumínio metálico é obtido pela redução eletrolítica da alumina (Al_2O_3) dissolvida em criolita líquida. O processo, chamado de Hall-Heroult, foi desenvolvido em 1886 de maneira independente por Charles Hall (Estados Unidos) e Paul Heroult (França). As primeiras aplicações do alumínio foram objetos de decoração como molduras de espelhos, travessas e utensílios domésticos. Com o tempo, cresceu a diversidade das aplicações do alumínio, de maneira que, praticamente, todos os aspectos da vida moderna são afetados diretamente ou indiretamente pelo seu uso (MELLO et al., 2009).

As principais características do alumínio são: leveza, excelente condutividade, resistência à corrosão e ductibilidade elevada. Os principais elementos de liga das ligas de alumínio incluem combinações dos seguintes elementos: Cobre (Cu), Magnésio (Mg), Silício (Si), Manganês (Mn) e Zinco (Zn) (MELLO et al., 2009).

Ligas de alumínio-zinco contendo outros elementos oferecem a maior combinação de propriedades de tensão em ligas de alumínio e uma das características mais importantes do zinco é a sua resistência à corrosão em qualquer ambiente. Quando se adiciona manganês (Mn) ao alumínio, a resistência mecânica dessa liga aumenta em até 20% quando comparada ao alumínio puro. O cromo ocorre como uma impureza minoritária em alumínio e tende a formar constituintes

muito firmes com outras impurezas ou adições como manganês, ferro, e titânio. O ferro é a mais comum impureza encontrada no alumínio, provê um leve aumento na força e melhor características de deformação em temperaturas moderadamente elevadas. O manganês aumenta a força, solidez e resistência. As ligas de titânio, com suas altas durezas e baixas densidades, podem frequentemente preencher a lacuna de propriedades entre ligas de alumínio e de ferro, provendo muitas das propriedades desejadas de cada uma (SILVA, 2007).

2.2.1.4 Liga de cobre

O cobre possui característica como a durabilidade, resistência a corrosão, maleabilidade e fácil manejo, este material foi amplamente utilizado na historia, e vem sendo utilizado até os dias de hoje. As ligas mais importantes do cobre são as que possuem adição de estanho, zinco e chumbo, sendo o bronze uma liga de cobre e estanho e o latão uma liga de cobre e zinco, podendo o chumbo estar presente em ambas as ligas. Desde a sua descoberta, o cobre e suas ligas são vastamente utilizados, por suas diversas características e propriedades (CAMPOS, 2010).

Os anéis para fixador são fabricados a partir de aço inoxidável, alumínio, carbono e compostos, sendo que o aço inoxidável é o material mais comumente usado para a fabricação dos anéis (LEWIS et al., 1998). A comparação desses materiais mostrou uma melhoria de 5% em flexão e rigidez axial, mas nenhum efeito na rigidez à torção quando utilizados anéis de fibra de carbono (KUMMER, 1990). Os anéis de fibra de carbono mantêm deformabilidade elástica mesmo a altas cargas. Embora os anéis de alumínio e de carbono tenham que ser mais espessos do que os de aço inoxidável para manter a mesma rigidez, eles são anéis mais leves e também têm a vantagem de serem relativamente radioluscentes (LEWIS et al., 1998). Os anéis de fibra de carbono são mais caros do que os de alumínio ou de aço inoxidável (KUMMER, 1990), podem desgastar em contato com os fios e isso limita a reutilização (NELE, et al., 1994).

2.2.2 Análise de ligas metálicas

A seleção do material para ser destinado a implante deve iniciar com a identificação das propriedades requeridas para a aplicação em questão. Como essas propriedades são extremamente sensíveis às variações da estrutura do material em escala micrométrica ou nanométrica, é fundamental que se tenha um entendimento de como se correlacionam a microestrutura com as propriedades desejadas. A partir desse conhecimento, que é a base da Ciência dos Materiais, pode-se pensar em confeccionar um material, para atender ao comportamento esperado (PEREIRA, 2008).

2.2.2.1 Composição química

A análise química pode ser realizada quando se deseja determinar quais substâncias estão presentes em determinado corpo de prova, chamada análise química qualitativa ou quando se deseja determinar a quantidade de cada componente ou de certos componentes presentes na amostra, chamada de análise química quantitativa. Devido ao desenvolvimento tecnológico a que os processos estão sujeitos, a análise química também se desenvolveu e, atualmente, a maioria das análises tanto qualitativas quanto quantitativas são realizadas através de instrumentos ou aparelhos próprios, desenvolvidos para efetuar uma gama muito grande de análises, surgindo a Análise Instrumental (CORINGA, 2006).

Os principais métodos instrumentais empregados na análise quantitativa estão baseados no desempenho quantitativo de reações químicas apropriadas, em medições elétricas apropriadas ou na medição de certas propriedades óticas. Os métodos instrumentais óticos dependem da medição da quantidade de energia radiante de um determinado comprimento de onda que é absorvido pela amostra (métodos de absorção), ou da emissão de energia radiante e da medição da quantidade emitida com certo comprimento de onda (métodos de emissão) (CORINGA, 2006).

A espectrometria de fluorescência de raios X é método instrumental não destrutivo, de alta sensibilidade, para análises elementares quantitativas e qualitativas baseado na medida dos comprimentos de onda e intensidade das linhas espectrais emitidas pela excitação secundária dos elementos. Isto é, o raio X primário irradia a amostra. As análises quantitativas e qualitativas são realizadas pela difração dos raios X secundários, chamados raios X fluorescentes, através do espectrômetro e pela medida das linhas espectrais secundárias (o fóton emitido para dentro do detector) que têm comprimentos de onda característicos para cada elemento e intensidade relativos à sua concentração (MELLO, 2004).

Quando os raios X são irradiados em uma substância, são emitidos os raios fluorescentes característicos dos elementos contidos na substância. São chamados raios X fluorescentes os raios X que têm comprimentos de onda característicos dos elementos excitados pelos raios X incidentes irradiados em uma amostra. Nos raios X fluorescentes, existem as linhas de emissão da série K, série L, série M e estas séries são classificadas pelo seu mecanismo original. Utilizando-se estas diferenças é possível obter o número atômico (elemento) de uma espécie quando o comprimento de onda dos raios X emitidos de uma espécie é medido, ou seja, podem ser feitas análises quantitativas (TABACNIKS, 1983; MELLO, 2004).

2.2.2.1.1 PIXE

O método PIXE (Proton Induced X-Ray Emission) foi proposto em 1970 por Johansson e Johansson (TABACNIKS, 1997). PIXE é uma técnica de análise de materiais que utiliza a emissão atômica de radiação eletromagnética característica (raios X) induzida pelo bombardeio de partículas (TABACNICKS, 1983; ABURAYA, 2005). Com um acelerador de partículas, as amostras são irradiadas por um feixe de íons pesados produzindo a emissão de Raios-X de energia característica dos átomos presentes na amostra. Relaciona-se cada elemento com a energia medida para cada pico do espectro e sua quantidade com o número de contagens integradas no pico (TABACNIKS, 1983; PINTO, 2007; ABURAYA, 2011).

O método de análise PIXE faz parte de um conjunto de métodos nuclear-espectroscópicos mais amplo denominado genericamente de métodos de análise de materiais por feixe iônico, (IBA - Ion Beam Analysis), sendo usado para a determinação de perfil e composição elementar em profundidade de filmes finos e materiais em geral. A energia dos íons de alguns megaeletrovolt por unidade de massa atômica (MeV/u.m.a) limita a profundidade analisada a alguns micrômetros (μm), por isso esta técnica é também conhecida como de caracterização de filmes finos (TABACNIKS, 1997).

Neste arranjo experimental há dois detectores do tipo silício/lítio (Si(Li)) que observam o alvo irradiado em posição anterior e posterior, e detectam parte da radiação emitida da interação das partículas incidentes. Na posição traseira há um copo de Faraday que permite quantificar os íons (partículas) que atravessaram o alvo pela medida da carga elétrica total depositada (ABURAYA, 2005; TABACNICKS, 1983).

Alguns destes íons, efetivamente interagiram com os átomos do alvo e induziram a produção de raios X. Conhecida esta proporção de interação chamada secção de choque, a eficiência de detecção, e a partir dos espectros obtidos da radiação detectada é possível reduzir os dados experimentais em quantidades atômicas que compõem o material analisado (ABURAYA, 2005). A análise e a redução desse espectro, juntamente com a curva do Fator de Resposta do Sistema (curva de calibração quantitativa) permite então obter as massas elementares da amostra irradiada. No PIXE a rotina de análise se processa em tempos relativamente curtos. Em cerca de 10 a 20 minutos é possível detectar e quantificar, simultaneamente, todos os elementos contidos em uma amostra (TABACNICKS, 1983).

2.2.2.1.2 PIXE interno e PIXE externo

A técnica de PIXE com arranjo interno (PIXE interno) é realizada em vácuo e um copo de Faraday recolhe a carga que atravessa a amostra. Quando a técnica é aplicada em peças metálicas de acervos arqueológicos ou culturais, ou em peças

delicadas que podem ser danificadas se expostas a alto vácuo, utiliza-se o PIXE externo ou em atmosfera. Pode-se usar uma folha de ouro imediatamente anterior ao alvo ou medir radiação gama, proveniente da folha de alumínio que fica na saída do feixe externo (CAMPOS, 2010).

2.2.2.1.3 TTPIXE

Em análises PIXE de alvos espessos (TTPIXE - *Thick Target PIXE*), os íons não conseguem atravessar o alvo para serem coletados pelo copo de Faraday, impossibilitando quantificar o total de íons incidentes pela medida da carga elétrica total depositada pelo método tradicional em análises de alvos finos. Consequentemente, não é possível reduzir os espectros obtidos a uma análise química quantitativa num arranjo típico destas análises (ABURAYA, 2005).

Com efeito, a análise TTPIXE possui outras particularidades: diferentemente da análise PIXE de alvos finos, onde os íons incidentes praticamente não perdem energia na interação e atravessam completamente o alvo, em alvos espessos os íons percorrem uma trajetória interna, interagem e perdem energia. Dado que a secção de choque depende da energia do íon que interage com os átomos do alvo, o rendimento de produção de raios X deve ser expresso pelo somatório destas interações. Trabalhos mais atuais que utilizam análises TTPIXE normalmente estão relacionados com estudos cujo interesse principal é a determinação da concentração de elementos minoritários, ou seja, elementos traço (principalmente metais pesados) dissolvidos numa matriz (conhecida ou não) (ABURAYA, 2005).

2.2.2.2 Propriedades físicas

O estudo das propriedades mecânicas baseia-se na resposta dos materiais quando a estes são aplicadas forças externas, provocando alterações reversíveis ou

irreversíveis (MANO, 1991). De acordo com Cook (2000), a intensidade e a direção da força influenciam no resultado final da análise do material. A interpretação destas forças pode ser avaliada através da análise da curva de carga x deslocamento.

As curvas de carga x deslocamento permitem a avaliação mecânica de um osso, um implante ou um conjunto de estabilização. As curvas são importantes por fornecerem informações de como um osso responderá a uma força e a efetividade do conjunto de estabilização em resistir às forças aplicadas (COOK, 2000).

A fase inicial de uma curva de carga x deslocamento é a região elástica onde nenhuma deformação permanente acontece no material examinado. A rigidez é calculada mensurando-se a inclinação da curva nesta fase, dividindo a carga pelo deslocamento e é indicada pela intensidade de carga que um material possa sustentar com deformação mínima (FALCÃO, 2004).

Analisando-se a curva de carga x deslocamento, ao aumentar a intensidade das cargas aplicadas durante o teste, a fase elástica é ultrapassada iniciando a fase não elástica ou plástica, provocando deformações permanentes (COOK, 2000). O ponto ou limite de escoamento é determinado pela carga necessária para criar deformação permanente ou plástica (METELMAN et al., 1996). O ponto final de interpretação da curva de carga x deslocamento é caracterizado pela fratura ou fracasso (ponto de ruptura ou pico), para isto é necessário que seja aplicada uma carga para ultrapassar a fase plástica (COOK, 2000).

A fixação externa, assim como as placas ósseas e as hastes bloqueadas, são métodos efetivos no tratamento das fraturas diafisárias, por apresentarem sucesso na neutralização das forças de compressão axial, tensão axial, torção e flexão, que são produzidas pela sustentação do peso corporal e pela atividade física da contração muscular. A não neutralização destas forças pode causar movimentação no foco da fratura, podendo ser um dos principais motivos para uma não cicatrização óssea ou pela instabilidade do conjunto de fixação. Segundo a literatura, a força de compressão axial é a mais importante a ser avaliada, devido a sua atuação no foco da fratura (ROCHA, 2008).

As propriedades mecânicas são o alvo da atenção de uma variedade de pessoas e grupos, conseqüentemente, torna-se imperativo que exista alguma consistência na maneira segundo a qual são conduzidos testes e ensaios com os materiais, assim como na interpretação dos resultados. Essa consistência é obtida

através do uso de técnicas de ensaios padronizados. Nos Estados Unidos, a organização mais ativa nesse sentido é a Sociedade Americana para Ensaios e Materiais (ASTM – American Society for Testing and Materials) (CALLISTER JR, 2006).

2.2.2.2.1 Ensaio biomecânico

Os testes com modelos experimentais são importantes para avaliar a resistência e desempenho dos fixadores externos, no entanto, existem algumas desvantagens, como o elevado custo e um alto consumo de tempo na preparação dos protótipos, além de apenas conferir informações sobre a rigidez da fixação, menosprezando a resistência isolada dos vários componentes do sistema, o que tornaria a avaliação ainda mais onerosa (SHAHAR, 2000).

O estudo da biomecânica tem sido relegado a um segundo plano pela maioria dos ortopedistas devido à sua grande complexidade e falta de aplicabilidade prática. Na verdade, esta ciência vem a ser a chave de todo o comportamento físico encontrado nos implantes ortopédicos, e seu entendimento é imprescindível para o completo domínio das diferentes técnicas. Há a necessidade de se demonstrar como se comportam os diferentes sistemas de fixação externa de uma forma simples e de fácil entendimento (NELE et al., 1994).

Segundo Ramos et al. (2000), analisando-se o regime de dinamização axial (rigidez x elasticidade) do fixador externo de Ilizarov, ao observar-se os gráficos obtidos pela aplicação e retirada de forças axiais versus deslocamento axial, tem-se concluído que a formação de uma completa parábola de deslocamentos residuais mínimos confirma a grande elasticidade axial do sistema, funcionando, mecanicamente, como uma associação de molas em paralelo.

A resistência à compressão no plano do anel é utilizada para medir a resistência e rigidez à compressão de elementos do anel de fixadores externos circulares. Este teste também fornece uma indicação da capacidade do anel para sustentar as altas tensões de fios e a consistência do produto, mas não se destina a

prever a eficácia clínica e segurança do produto testado (BAIDYA et al., 2001; BAIDYA et al., 2003).

Rotbande et al. (1996) em seus estudos biomecânicos adotaram Kgf/mm (quilograma-força/milímetro) como unidade de medida para expressar a rigidez, enquanto que Wells et al. (1997), Stork et al. (2003) e Falcão (2004) utilizaram N/mm (Newton/milímetro) para interpretação de seus estudos.

Objetivos

3 OBJETIVOS

O estudo tem como objetivo analisar a composição da liga metálica e comparar a resistência e a rigidez de dois diâmetros aproximados de anéis para fixador externo circular de três fabricantes nacionais (A, B e C), através de ensaios biomecânicos com teste de compressão no mesmo plano do anel.

Justificativa

4 JUSTIFICATIVA

Os resultados do teste biomecânico destinam-se a medir a uniformidade dos produtos testados e determinar qual implante tem maior resistência e rigidez, comparando as propriedades mecânicas dos anéis para fixador externo circular de Ilizarov.

Hipótese

5 HIPÓTESE

- Existe diferença na resistência dos anéis aos testes biomecânicos entre os diferentes fabricantes.
- Existe diferença na rigidez dos anéis aos testes biomecânicos entre os diferentes fabricantes.
- Existe correlação entre composição da liga metálica e propriedade mecânica do anel.

Limitações do estudo

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

- O diâmetro dos anéis para Ilizarov não foi padronizado, pois o tamanho varia entre as empresas.

Material e método

7 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi realizada após avaliação e aprovação pela "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, com protocolo nº 2468/2011.

7.1 ENSAIO BIOMECÂNICO

Os ensaios biomecânicos foram realizados no Setor de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Programa de Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

7.1.1 Corpos de prova

Foram utilizados anéis para fixador externo circular de Ilizarov de três fabricantes nacionais, denominados neste trabalho de fabricante A, B e C¹ com diâmetro interno aproximado de 60 e 80 milímetros (mm), fabricados com liga de alumínio. No ensaio mecânico, foram utilizados 30 anéis, distribuídos em dois grupos contendo quinze anéis cada grupo, sendo o grupo formado por cinco anéis de cada fabricante (Tabela 1). Os grupos foram testados quanto à resistência e rigidez, sendo submetidos a ensaio destrutivo, definido como ensaio de compressão axial.

¹ Fabricante A (Utilivet Utilidades Veterinárias LTDA®), B (Bioconnectvet Indústria e Comércio de implantes e instrumentos para Ortopedia Veterinária®) e C (Cãomédica®).

Tabela 1 – Esquema dos dois grupos de anéis (60 e 80 milímetros) com os números de anéis a serem testados dos 3 fabricantes (A, B e C). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Diâmetro	Fabricantes		
	A	B	C
60mm	5	5	5
80mm	5	5	5

7.1.2 Dispositivo para o corpo de prova

O dispositivo para o ensaio consistiu em duas peças onde o anel foi fixado em dois pontos. A compressão ocorreu entre duas faces paralelas e planas com lâminas ajustáveis para evitar movimentação lateral sendo que um pino foi posicionado através do dispositivo e do anel para auxiliar na fixação do mesmo (Figura 1).

Figura 1 - Dispositivos para ensaio biomecânico destrutivo de anel para fixador esquelético externo circular. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

Legenda: (A) Imagem evidenciando os parafusos para posicionamento das barras. (B) Imagem da posição dos parafusos e pino para fixação do anel. (C) Imagem evidenciando o posicionamento das barras, parafusos e pino em uma vista dorsal. (D) Dispositivo desmontado. (1) Barras ajustáveis por parafusos para posicionamento do anel. (2) Pino para posicionamento do anel no dispositivo.

7.1.3 Descrição do ensaio biomecânico

Os corpos de prova foram submetidos ao teste pela compressão axial utilizando a máquina Universal de Ensaio Kratos® modelo KE 3.000MP (Figura 2 e 3), com célula de carga de 3000N (projeto FAPESP número 21007801-0). O procedimento foi realizado com uma velocidade de avanço de 10 milímetros por minuto. Esse valor teve como referência a norma utilizada nos ensaios para dispositivos de fixação externa (Norma Técnica ASTM – F1541-02 – A3), que estabelece que a velocidade deve ser tal que a carga máxima ou a falha do implante

SANTOS, J.F.

aconteça em até 30 segundos. A falha do implante refere-se a deformação de 10% do diâmetro nominal. Por diâmetro nominal entende-se o diâmetro interno do anel, somados aos raios dos dois orifícios centrais.

Figura 2 - Máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo KE 3.000MP, dotada de célula de carga de 3000 N. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

Os ensaios foram baseados na norma ASTM F1541-02, intitulada “Especificação Padrão e Métodos de Teste para Dispositivos de Fixação Esquelética Externa” que descreve os ensaios de compressão para os anéis.

SANTOS, J.F.

Figura 3 – Imagens fotográficas do dispositivo acoplado a máquina de ensaios com o anel posicionado para o teste. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

Legenda: Sendo A- vista frontal e B- vista lateral.

Após posicionar os anéis no dispositivo, com os dois orifícios fixos ao dispositivo, posicionados a 180° um do outro, iniciou-se o ensaio de compressão axial. As forças foram aplicadas promovendo um aumento em sua magnitude, sendo registrada na forma de diagrama força versus deslocamento do ponto de aplicação de carga. De acordo com a norma estabeleceu-se um coeficiente de deslocamento de 0,2%. O ensaio foi interrompido após deformação de 10% do diâmetro nominal

do anel (valores para os testes foram calculados através da mensuração dos parâmetros de cada amostra. Valores esses listados nos apêndices A e B gravados em CD anexo). Os parâmetros força e deformação foram enviados ao computador IBM®-PC através do sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000, que permite a gravação dos parâmetros para posterior análise.

7.2 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO DA LIGA METÁLICA

A análise da composição da liga metálica foi realizada no Laboratório de Análise de Materiais por Feixes Iônicos (LAMFI) do Instituto de Física da Universidade de São Paulo com a ajuda do grupo de pesquisa em física aplicada a aceleradores.

Para a técnica de análise da composição da liga metálica através do método de TTPIXE em atmosfera que caracteriza a técnica de PIXE externo, utilizando dois padrões para determinar a calibração do arranjo experimental. Foi utilizado um anel de cada diâmetro para a análise, totalizando seis amostras. Na sala de preparação de amostras, foi lixada uma face do anel para retirada da camada de revestimento. Após, o anel foi colocado em aparelho de ultrassom em solução detergente por 5 minutos, enxágue com água destilada e deionizada, com acetona e com álcool isopropílico e após evaporação do álcool, o anel foi transportado até a sala de análise do LAMFI (Figura 4) protegido por papel alumínio.

Figura 4 - Sala de análise das amostras (LAMFI). LAMFI/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

A carga total de prótons foi calibrada através de um anteparo de grafite ligado a um integrador de corrente. Essa amostra foi colocada em um suporte para exposição ao bombardeamento de prótons durante 10 minutos (conforme protocolo utilizado no laboratório). Esses prótons tinham energia de 2,4 Megaeletrovolts (MeV^2). A detecção dos raios-X induzidas pelo bombardeamento foi realizada por dois detectores de raios-X tipo Si(Li) (Silício/Lítio) (Figura 5).

² A unidade eV (electron-volt) equivale a energia cinética que um elétron adquire ao ser acelerado por um potencial de 1V. Em unidades do SI equivale a $1,601 \cdot 10^{-19}$ J.

Figura 5 – Imagens fotográficas do bombardeamento de prótons. LAMFI/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

Legenda: .(A) Local da máquina para bombardeamento. (B) Anteparo de grafite com integrador de corrente para calibração. (C) e (D) Amostra posicionada no suporte e tendo o laser emitido para localização do local para o bombardeamento. (1) Local de emissão dos RX para bombardeamento. (2) Anteparo de grafite. (3) Suporte para acomodação da amostra. (4) Laser para localização do local de bombardeamento.

Os dados foram obtidos por uma eletrônica de aquisição de espectros e de integração de carga. Esses espectros foram acumulados em buffer-multicanal conectado a um microcomputador pessoal tipo IBM-PC® (Figura 6). A redução de espectros de raios-X foi realizada por meio do programa AXIL.

Figura 6 – Imagem fotográfica buffer-multicanal conectado a um microcomputador pessoal. LAMFI/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

7.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram tabulados em planilhas do programa Microsoft® Office Excel 2007 e submetidos à análise estatística com o programa GraphPad InStat 3. A comparação entre os resultados dos fabricantes A, B e C, para os dois diâmetros, foi feita com o teste de hipóteses paramétricas ANOVA sem mensuração repetida com o pós-teste de Tukey para distribuições normais e para testes sem distribuição normal, foi usado o teste de Kruskal-Wallis com o pós-teste de Dunn, com nível de significância estabelecido em $p \leq 0,05$.

Resultados

8 RESULTADOS

8.1 ENSAIO BIOMECÂNICO

Foram testados no estudo 30 anéis, divididos em 2 grupos (D60 e D80) de três fabricantes nacionais (A, B e C). Os ensaios biomecânicos de compressão axial resultam em deformação no plano do anel, como mostra a Figura 7.

Figura 7 – Imagem fotográfica dos anéis para Ilizarov. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Fonte: Santos, J. F. (2012)

Legenda: (A) Anel de Ilizarov antes do teste de compressão axial e (B) anel de Ilizarov após o teste de compressão axial.

A máquina de ensaios gerou dados para composição de uma curva de força-deslocamento, medidos em Newton por milímetro (N/mm). Para os cinco corpos de prova (CP) de cada fabricante gerou-se uma curva, que foram sobrepostas em um gráfico (Todos os dados para a formação dessas curvas estão organizados em forma de tabelas. Essas tabelas estão demonstradas nos apêndices C ao F gravados em CD). Esses gráficos estão representados a seguir, a figura 8 para o fabricante A, a figura 9 para o fabricante B e a figura 10 para o fabricante C, para o grupo do diâmetro de 60 milímetros.

Figura 8 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante A com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Figura 9 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante B com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Figura 10 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante C com diâmetro de 60 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número da amostra testada). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Os valores de força no limite de escoamento (FLE) (Tabela 2), deformação no limite de escoamento (DLE) (Tabela 3) e força no pico (FPICO) (Tabela 5) não apresentaram diferença estatística ($p > 0,05$), não demonstrando diferença entre os fabricantes testados. O fabricante A mostrou maior deformação relativa (DLE_{rel}) quando comparado com o fabricante B e C ($p < 0,001$) (Tabela 4).

Tabela 2 – Força no limite de escoamento (FLE) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

FLE[N]	AD60	BD60	CD60
CP 1	2763,477	1933,551	1638,72
CP 2	3752,325	1907,064	1650,49
CP 3	3666,978	1862,919	1694,62
CP 4	3717,009	1942,38	1988,82
CP 5	3852,387	1918,836	1809,36
Média	3550,43 ^A	1912,95 ^A	1756,4 ^A
Desvio Padrão	445,13	31,07	146,38

Letras iguais= ausência de diferença estatística.

Tabela 3 – Deformação no limite de escoamento (DLE) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DLE [mm]	AD60	BD60	CD60
CP 1	1,53	6,05	1,45
CP 2	1,65	1,3	1,51
CP 3	2,22	1,24	1,47
CP 4	2,54	1,32	1,27
CP 5	2,33	1,23	1,12
Média	2,05 ^A	2,23 ^A	1,36 ^A
Desvio Padrão	0,44	2,14	0,16

Letras iguais= ausência de diferença estatística.

Tabela 4 – Deformação relativa no limite de escoamento (DLErel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DLErel[%]	AD60	BD60	CD60
CP 1	1,73	1,81	1,4
CP 2	2,09	1,49	1,59
CP 3	2,05	1,46	1,53
CP 4	2,25	1,57	1,56
CP 5	2,39	1,67	1,57
Média	2,1 ^A	1,6 ^B	1,53 ^B
Desvio Padrão	0,25	0,14	0,07

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Tabela 5 – Força no pico (FPICO) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

FPICO[N]	AD60	BD60	CD60
CP 1	4644,054	2760,534	2471,32
CP 2	5606,415	2834,109	2427,18
CP 3	5518,125	2760,534	2524,27
CP 4	5423,949	2831,166	2697,85
CP 5	5518,125	2834,109	2521,33
Média	5342,13 ^A	2804,09 ^A	2528,39 ^A
Desvio Padrão	395,54	39,78	102,82

Letras iguais= ausência de diferença estatística.

Estatisticamente, o fabricante A apresentou maior deformação no pico (DPICO) ($p < 0,001$) (Tabela 6) e deformação relativa no pico (DPICOr_{el}) ($p < 0,05$) (Tabela 7) quando comparado ao fabricante C. O fabricante B apresentou valores intermediários, sem diferença estatística quando comparado com o fabricante A e C ($p > 0,05$).

Tabela 6 – Deformação no pico (DPICO) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo- 2012

DPICO[mm]	AD60	BD60	CD60
CP 1	5,57	7,35	2,87
CP 2	4,91	2,91	2,77
CP 3	5,64	2,68	2,75
CP 4	5,68	2,8	2,04
CP 5	5,36	2,8	1,87
Média	5,43 ^A	3,7 ^{AB}	2,46 ^B
Desvio Padrão	0,32	2,04	0,47

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Tabela 7 – Deformação relativa no pico (DPICOr_{el}) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DPICOr_{el}[%]	AD60	BD60	CD60
CP 1	7	10	4
CP 2	6	4	4
CP 3	7	4	4
CP 4	7	4	3
CP 5	7	4	3
Média	6,8 ^A	5,2 ^{AB}	3,6 ^B
Desvio Padrão	0,45	2,68	0,55

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

O fabricante A, estatisticamente, mostrou ser mais rígido que os outros fabricantes ($p < 0,001$) (Tabela 8).

Tabela 8 – Rigidez (Rig) em Newton por milímetros (N/mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 60 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Rig [N/mm]	AD60	BD60	CD60
CP 1	2328,892038	1993,692186	1875,5175
CP 2	2576,533716	2123,99253	1868,5247
CP 3	2501,054595	2161,630557	1964,3767
CP 4	2414,369511	2135,733138	2118,7892
CP 5	2386,369809	2017,315647	1845,5418
Média	2441,44 ^A	2086,47 ^B	1934,55 ^B
Desvio Padrão	97,77	75,62	112,47

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

A seguir, estão expostas as curvas de força-deslocamento, medidas em Newton por milímetro (N/mm), com sobreposição das curvas dos cinco corpos de prova (CP) de cada fabricante. O fabricante A (Figura 11), B (Figura 12) e o C (Figura 13), para o grupo do diâmetro de 80 milímetros.

Figura 11 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante A com diâmetro de 80 milímetros (mm). Curvas de cada CP enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Figura 12 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante B com diâmetro de 80 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Figura 13 – Curvas de força-deslocamento do ensaio de compressão dos anéis do fabricante C com diâmetro de 80 milímetros (mm). Curvas de cada corpo de prova enumerado (CP seguido do número do corpo de prova testado). FMVZ/USP-São Paulo-2012

Os valores de força no limite de escoamento (FLE) (Tabela 9) foram maiores para o fabricante A ($p < 0,001$).

Tabela 9 – Força no limite de escoamento (FLE) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

FLE[N]	AD80	BD80	CD80
CP 1	3033,25	1462,19	1194,47
CP 2	3021,48	1421,01	1259,19
CP 3	2944,98	1529,86	1468,08
CP 4	2939,1	1523,98	1409,24
CP 5	2868,49	1365,11	1612,24
Média	2961,46 ^A	1460,43 ^B	1388,64 ^B
Desvio Padrão	67,4	69,82	166,73

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Os valores para a deformação no limite de escoamento (DLE) (Tabela 10) não apresentaram diferença estatística ($p>0,05$), não demonstrando diferença entre os fabricantes testados.

Tabela 10 – Deformação no limite de escoamento (DLE) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DLE [mm]	AD80	BD80	CD80
CP 1	2,7	1,76	1,51
CP 2	2,87	1,68	1,58
CP 3	2,76	1,82	1,42
CP 4	2,74	1,71	1,42
CP 5	2,81	1,83	1,7
Média	2,78 ^A	1,76 ^A	1,53 ^A
Desvio Padrão	0,06	0,06	0,12

Letras iguais= ausência de diferença estatística.

Os dados de deformação relativa no limite de escoamento (DLE_{rel}) mostraram que o fabricante A deformou mais que o fabricante B ($p<0,001$), já o fabricante C, apresentou um valor intermediário de deformação (Tabela 11). No caso da força no pico (FPICO), a marca A foi estatisticamente superior a marca C

($p < 0,01$), enquanto o fabricante B apresentou um valor de força intermediário (Tabela 12).

Tabela 11 – Deformação relativa no limite de escoamento (DLErel) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DLErel[%]	AD80	BD80	CD80
CP 1	2,13	1,43	1,56
CP 2	2,09	1,45	1,53
CP 3	2,1	1,44	1,56
CP 4	2,17	1,61	1,56
CP 5	2,18	1,35	1,54
Média	2,13 ^A	1,46 ^B	1,55 ^{AB}
Desvio Padrão	0,04	0,09	0,01

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Tabela 12 – Força no pico (FPICO) em Newton (N) obtida eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

FPICO[N]	AD80	BD80	CD80
CP 1	4586,64	2197,71	1585,76
CP 2	4477,79	2171,23	1832,89
CP 3	4507,21	2277,14	2135,92
CP 4	4545,45	2268,31	2041,78
CP 5	4427,77	2080,02	2077,08
Média	4508,97 ^A	2198,88 ^{AB}	1934,69 ^B
Desvio Padrão	61,1	80,37	226,03

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Estatisticamente, o fabricante A apresentou maior deformação no pico (DPICO) (Tabela 13) ($p < 0,001$). O fabricante A teve maior deformação relativa no pico (DPICOrel) (Tabela 14) quando comparado ao fabricante C ($p < 0,05$), contudo o fabricante B apresentou valores intermediários de deformação. Com relação a rigidez (Rig), o fabricante A mostrou-se superior aos outros ($p < 0,001$), sendo o fabricante B superior ao C ($p < 0,05$) (Tabela 15).

Tabela 13– Deformação no pico (DPICO) em milímetros (mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DPICO[mm]	AD80	BD80	CD80
CP 1	6,69	3,85	2,5
CP 2	6,42	3,88	3,07
CP 3	6,29	3,76	3,55
CP 4	6,74	3,68	3,77
CP 5	6,99	3,76	2,54
Média	6,63 ^A	3,79 ^B	3,08 ^B
Desvio Padrão	0,28	0,08	0,57

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Tabela 14 – Deformação relativa no pico (DPICOr_{el}) em porcentagem (%) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

DPICOr_{el}[%]	AD80	BD80	CD80
CP 1	7	4	3
CP 2	7	4	3
CP 3	6	4	4
CP 4	7	4	4
CP 5	7	4	3
Média	6,8 ^A	4 ^{AB}	3,4 ^B
Desvio Padrão	0,45	0	0,55

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Tabela 15– Rigidez (Rig) em Newton por milímetros (N/mm) obtidos eletronicamente nos testes de compressão axial. São cinco corpos de prova (CP) para cada fabricante (A, B e C) para o diâmetro de 80 milímetros (mm). São expostos a média e o desvio padrão com a análise estatística. FMVZ/USP-São Paulo-2012

Rig [N/mm]	AD80	BD80	CD80
CP 1	1588,1997	1262,912	917,3257
CP 2	1604,0098	1254,9941	1129,9414
CP 3	1602,9795	1329,6045	1188,8037
CP 4	1590,9901	1305,5747	1092,6159
CP 5	1559,5543	1288,5717	1254,0144
Média	1589,15 ^A	1288,33 ^B	1116,54 ^C
Desvio Padrão	17,97	30,65	127,04

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

8.2 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO DA LIGA METÁLICA

O teste para análise da liga metálica foi realizado e os dados obtidos sobre a composição da liga metálica estão demonstrados na figura 14 e as porcentagens expostas na tabela 16.

Figura 14 – Figura demonstrando as curvas sobrepostas de contagem-energia de cada fabricante testado. No pico de cada curva, encontram-se as siglas dos elementos correspondentes, sendo Alumínio (Al), Titânio (Ti), Vanádio (V), Cromo (Cr), Manganês (Mn), Ferro (Fe), Cobre (Cu), Zinco (Zn). LAMFI/USP-São Paulo-2012

Tabela 16 – Demonstração das porcentagens dos elementos encontrados na análise da composição da liga metálica, tendo incerteza de 30% ($I \approx 30\%$). A tabela mostra os três fabricantes nacionais (A, B e C) nas duas medidas testadas (60 e 80 milímetros). LAMFI/USP-São Paulo-2012

Fabricante	A60mm	A80mm	B60mm	B80mm	C60mm	C80mm
	c	d	a	b	a	a
Alumínio (Al)	10%	15%	89%	43%	86%	87%
Titânio (Ti)	-	-	-	32%	-	-
Vanádio (V)	-	-	-	-	-	-
Cromo (Cr)	1%	-	-	-	-	-
Manganês(Mn)	-	5%	7%	14%	8%	7%
Ferro (Fe)	2%	4%	4%	9%	6%	5%
Cobre (Cu)	28%	75%	1%	2%	1%	1%
Zinco (Zn)	58%	1%	-	-	-	-

Letras diferentes = diferença na mesma linha.

Discussão

9 DISCUSSÃO

Vários implantes cirúrgicos têm sido desenvolvidos para estabilizar fraturas em seres humanos e animais. O fixador esquelético externo circular de Ilizarov é método de fixação externa amplamente utilizado para tratamento de fraturas complexas (WU et al., 1984; ILIZAROV, 1989; KUMMER, 1990; GUARNIERO, 1990; ROSSI et al., 1990; ILIZAROV, 1992; NELE et al., 1994; BRONSON, 1995; ROTBANDE et al., 1996; MARCELLIN-LITTLE, 1999; ROTBANDE; RAMOS et al., 2000; CROSS et al., 2001; MARCELLIN-LITTLE et al., 2002; NARAYAN; MARSH, 2003; ZHANG, 2004; RAHAL et al., 2005; ANTOCI et al., 2006; FERRIGNO et al., 2010), desvios angulares (RAHAL; VOLPI, 2000; WATSON et al., 2000; LEWIS et al., 2001; BILGILI, 2004; JERRAM et al., 2005; TOSBORVORN et al., 2006), bem como no alongamento ósseo (CATAGNI; FELICI, 1996; KNACKFUSS et al., 1998; LEWIS et al., 1998; FERREIRA; MERCADANTE, 2004; TING et al., 2010).

O estudo das propriedades mecânicas baseia-se na resposta dos materiais quando a estes são aplicados forças externas (MANO 1991; METELMAN et al., 1996; COOK, 2000; SHAHAR, 2000; CALLISTER JR, 2006). Existem muitos ensaios biomecânicos com fixadores circulares (ROCHA, 2008). A maioria deles testam os fios de Kirschner presos ao anel em compressão axial, várias configuração de fixador, diâmetro e números de fios utilizados, angulação entre os fios, assim como, o aparato que fixa o fio ao anel, presença de tensionamento ou não do fio, diâmetro do anel, número de anéis e barras utilizadas. Os testes com anéis somente, sem fios fixos a eles, são geralmente utilizados para testar novas composições do material do anel como Baidya et al. (2003) fez para após testar o anel com melhores resultados, em uma configuração com quatro anéis.

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) divulga lista de normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) citando somente a norma da ASTM (utilizada neste trabalho para o ensaio de compressão no plano do anel) como norma para o teste, mas observou-se, no entanto, a ausência de versões nacionais de normas para valores de resistência e rigidez para anéis para fixador externo circular de Ilizarov utilizados na Medicina, como existe, por exemplo, para os fios de Kirschner.

O fixador de Ilizarov é aceito em todo o mundo como ferramenta útil para pacientes ortopédicos especialmente em casos complicados. O teste de compressão no plano do anel foi realizado de acordo com a Norma Técnica ASTM – F1541-02 – A3. Este método de ensaio é utilizado para medir resistência e rigidez dos anéis para fixadores externos circulares à compressão quando colocado no plano do anel.

Foram testados 5 anéis de cada diâmetro de cada fabricante em nosso estudo, Baidya et al. (2001 e 2003) testaram apenas um anel de cada diâmetro. Os resultados de rigidez foram obtidos em N/mm, corroborando com Wells et al. (1997), Baidya et al. (2001), Baidya et al. (2003), Stork et al. (2003) e Falcão (2004) que também utilizaram N/mm em seus estudos.

Para a interpretação dos resultados foram utilizados os parâmetros de rigidez (N/mm), força no limite de escoamento (N) e força no pico (N) conforme orientação da norma ASTM – F1541-02. Os valores de deformação (N) e deformação relativa (%) no limite de escoamento e no pico também foram expressos e demonstraram valores maiores para o fabricante A, sendo que o maior valor de deformação foi de 2,78mm, enquanto Mesa et al. (2000) relataram valor de 10mm de deformação no limite de escoamento.

O fabricante A, para o diâmetro de 60 milímetros (mm), foi mais rígido, apresentando valor médio de rigidez de 2441,44 Newton por milímetro (N/mm) e de 1589,15 N/mm para o anel de 80mm, sendo esses valores muito superiores aos relatados por Baidya et al. (2003) quando testaram um anel de fibra de carbono (96,34 N/mm) e um anel de fibra de Kevlar (36,477 N/mm) de anéis de 200 milímetros de diâmetro e Kummer et al. (1990) que relataram valores de 952,1 N/mm em anéis de 150mm.

Quando comparados os valores de força no limite de escoamento (2961,46 Newton), força no pico (4508,97 Newton) e rigidez (1589,15 N/mm) o fabricante A foi superior as outras marcas testadas. Quando esses valores são comparados com os encontrados por Baidya et al. (2003) mostram que os encontrados são muito superiores mesmo para os anéis com menor resistência e rigidez.

A seleção do material para ser destinado à implante deve iniciar com a identificação das propriedades requeridas para a aplicação em questão e consequentemente, atender ao comportamento esperado (TOSBORVORN et al., 2006; PEREIRA, 2008; MELLO et al., 2009). Os metais são geralmente utilizados na forma de ligas, ou seja, consistem em misturas de dois ou mais elementos, sendo

SANTOS, J.F.

pelo menos um deles, metal (MOREIRA, 1993; RAMIRES; GUASTALDI, 2002; VILLAMIL et al., 2002; ALTIERI et al., 2003; VERHOEVEN, 2005).

A técnica de PIXE é amplamente utilizada por ser capaz de determinar a composição elementar da amostra (TABACNIKS, 1983; TABACNIKS, 1997; MELLO, 2004; ABURAYA, 2005; CORINGA, 2006; PINTO, 2007; ABURAYA, 2011). Método instrumental não destrutivo, de alta sensibilidade, com uso de feixes externos, possibilitando medir amostras de diferentes tamanhos e formas, sem que haja a necessidade da retirada de pequena amostra para ser levada a câmara de vácuo, por esses motivos, essa técnica foi escolhida para a análise da composição da liga metálica dos anéis estudados.

No plano de ensaio de compressão é fornecido o método mais fácil para a comparação dos anéis de dois materiais diferentes. Os anéis estudados são formados por liga de alumínio, sendo encontrados nas ligas: titânio, cromo, manganês, ferro e cobre. Kummer (1992) testou anéis de 150 milímetros de diâmetro comparando anéis de alumínio com anéis de aço inoxidável e constatou que os anéis de liga de alumínio possuem 87% da rigidez do anel de aço inoxidável no teste de compressão axial.

Os anéis de liga de alumínio testados apresentaram valores superiores de resistência e rigidez quando comparados com os valores encontrados por Baidya et al. (2003), que testaram um diâmetro maior, mas para anéis de aço inox e fibra de carbono em uma estrutura com 4 anéis.

Diante das características apresentadas de cada elemento e analisando os componentes da liga do fabricante A, para os dois diâmetros testados, constatou-se que se trata de uma liga com menor concentração de alumínio, com a adição de cobre ou cobre e zinco que segundo Campos (2010) e Silva (2007) aumentam a resistência e rigidez do material.

Muitas informações foram obtidas com este estudo, mas não existindo valores normatizados, não há como comparar e afirmar aqueles com características de rigidez e resistência adequados, corroborando com Azevedo e Hippert Jr (2002) e Leivas et al. (1996) que afirmam que trabalho de normatização é um requisito fundamental para a melhoria da qualidade dos produtos utilizados no Brasil. Apesar disso, ainda não há legislação sanitária moderna nem mecanismos reguladores que assegurem a qualidade dos implantes cirúrgicos em comercialização no país.

Porém, acreditamos que os anéis com maior resistência possuem uma melhor qualidade.

Apesar da informação acima, devemos salientar que os anéis com menor resistência podem ou não ser utilizados em casos clínicos, pois a exigência mecânica, em determinadas situações, varia muito, sendo que em ambientes de menor exigência os anéis com menor resistência mecânica podem não apresentar falhas.

Isto posto, como na maioria dos casos clínicos é impossível a mensuração da exigência mecânica, seria interessante a utilização dos anéis do fabricante A, pois possuem maior resistência.

Conclusão

10 CONCLUSÃO

Os anéis para fixador esquelético externo de Ilizarov de três fabricantes nacionais apresentam diferenças de desempenho no ensaio mecânico de compressão axial.

Os anéis do fabricante A foram mais resistentes (80milímetros) e mais rígidos (60 e 80milímetros), quando comparados às outras marcas testadas.

Os anéis do fabricante A que apresentaram melhor desempenho nos testes biomecânicos são anéis formados por liga de alumínio contendo menor porcentagem de alumínio e altas porcentagens de cobre e/ou zinco quando comparados aos outros fabricantes, o que pode ter contribuído para maior resistência e rigidez desses anéis aos testes.

Referências

REFERÊNCIAS

ABURAYA, J. H. Modificação superficial de titânio para promoção de osteointegração. 2011. 84.p. Tese (Doutorado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

ABURAYA, J. H. Padronização de análises PIXE de corpo de provas sólidas em alvos espessos. 2005. 81.p. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-22032007-143019/>>. Acesso em: 31 ago. 2012.

ALTIERI, C.; FLORES, J.; GONZALEZ, V.; RODRÍGUEZ, A. Biomechanics of orthopaedic fixations. Mayaguez: University of Puerto Rico, 2003. p. 1-21.

ANTOCI, V.; VOOR, M. J.; ANTOCI JR, V.; ROBERTS, C. S. Biomechanics of Olive Wire Positioning and Tensioning Characteristics. **European Journal of Trauma**, v. 32, n. 5, p. 456-463, 2006.

AZEVEDO, C. R. F.; HIPPERT JR., E. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada. **Cadernos de Saúde Pública**, v.18, n. 5, p. 1347-1358, 2002.

BAIDYA, K .P.; RAMAKRISHNA, S.; RAHMAN, M.; RITCHIE, A., HUANG; Z. An investigation on the polymer composite medical device: external fixator. **Journal of Reinforced Plastics and Composites**, v. 22, n. 6, p. 563-590, 2003.

BAIDYA, K. P.; RAMAKRISHNA, S.; RITCHIE, A.; RAHMAN, M. Advanced textile composite ring for Ilizarov external fixator system. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 215, n. 1, p. 11-23, 2001.

BILGILI, H. Circular external fixation system of ilizarov: part v. fracture treatment by the ilizarov technique. **Veteriner Cerrahi Dergisi**, v. 10, n. 1-2, p. 75-89, 2004.

BRONSON, D. G. **Effect of individual components on the mechanical stability of the Ilizarov external fixation device**. 1995. Masters thesis, University of Texas Southwestern Medical Center at Dallas, 1995.

CALLISTER JUNIOR, W.D. Fundamentos da ciência e engenharia de materiais: uma abordagem integrada. 2 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2006. p 132-176. Segunda edição.

CAMPOS, P. H. O. V. **Estudo e caracterização de pátinas em cobre e bronze com técnicas PIXE e ED-XRF**. 2010. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/43/43134/tde-01072010-143505/>>. Acesso em: 15 out. 2012.

CATAGNI, M. A.; FELICI, J. V. N. Alongamento de dois níveis e o método de Ilizarov (trifocal) no tratamento da pseudartrose tibial com perda óssea. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 31, n. 8, p. 613-619,1996.

COOK, W. T. **Ex vivo biomechanics of a bilateral type i/bilateral interdental pin and acrylic external fixator applied to the canine mandible**. Thesis Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University in partial fulfillment of the requirements for the degree of master of science in Veterinary Medical Sciences. Virginia, 2000.

CORINGA, E. A. O. Apostila: análise instrumental. Cuiabá, 2006.

CROSS, A. R.; LEWIS, D. D.; MURPHY, S. T.; RIGAUD, S.; MADISON, J. B.; KEHOE, M. M.; RAPOFF, A. J. Effect of ring diameter and wire tension on the axial biomechanic of four-ring circular external skeletal fixator constructs. **American Journal of Veterinary Research**. v. 62, n. 7, p. 1025-1030, 2001.

FALCÃO, M. V. C. Avaliação mecânica de compressão axial em dois modelos de fixadores esqueléticos externos de baixo custo. Tese de Mestrado, Curso de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Clínica Médica Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, 28p. 2004.

FERREIRA, R. C.; MERCADANTE, M.T. Artrodese do tornozelo com fixador externo de Ilizarov. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.39, n.3, p. 75-93, 2004.

FERRIGNO, C. R. A.; CUNHA, O.; IZQUIERDO, D.; FERRAZ, V. C. M.; ITO, K. C.; MARIANI, T. C.; DELLA NINA, M. I. Fixador externo circular (Ilizarov) em não-união de tíbia – relato de caso. **Revista Científica de Medicina Veterinária – Pequenos Animais e Animais de Estimação**. v. 8, n. 25, p. 315-318, 2010.

GUARNIERO, R. Erros comuns na utilização do método de Ilizarov. **Revista Brasileira de Ortopedia**, V.25, n.1-2, p. 31-34, 1990.

ILIZAROV, G. A. Tension-stress on the gênesis and growth of tissues. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 238, p. 249-281, 1989.

ILIZAROV, G. A. **Theorical and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue**, Berlin: Springer-Verlag, 1992.

JERRAM, R. M.; WALKER, A. M.; SUTHERLAND-SMITH, J.; WARMAN, C. G.; LEWIS, D. D. Treating pedal shortening in a dog by metatarsal distraction osteogenesis. **Journal of Small Animal Practice**, v.46, n.4, p. 191-195, 2005.

KNACKFUSS, I. G.; GIORDANO NETO, V.; ROSENBAUM, S.; CALDAS, C.; GIORDANO, M.; GOMES, R. G.; KISSMANN, G.; CARVALHO, M. S. S.; METSAVAHT, L. A metodologia de Ilizarov como opção no tratamento de tumores ósseos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.33, n. 12, p. 993-997, 1998.

KUMMER, F. J. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. **Clinical orthopaedics and Related Research**, v. 7, n.280, p. 11-14, 1992.

KUMMER, F. J. Technical note: evaluation of new Ilizarov rings. **Bulletin of the Hospital for Joint Diseases orthopaedics institute**, v. 50, n.1, p. 88-90, 1990.

- LEIVAS, T. P.; LEOPIZZI, N.; CASSEL, A. P.; SOUZA, A. S.; OLIVEIRA, M. A.; CATENA, R. S.; TARGA, W. H. C. Determinação da capacidade de retenção dos parafusos fixadores e tensores dos fixadores externos circulares de Ilizarov. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 31, n.8, p. 638-642, 1996.
- LEWIS, D. D.; BRONSON, D. G.; CROSS, A. R.; WELCH, R. D.; KUBILIS, P. S. Axial characteristics of circular external fixator single ring constructs. **Veterinary surgery**, v. 30, n.4, p. 386-394, 2001.
- LEWIS, D. D.; BRONSON, D. G.; SAMCHUKOV, M. L.; WELCH, R. D.; STALLINGS, J. T. Biomechanics of circular external skeletal fixation. **Veterinary Surgery**, v.27, n.5, p. 454-464, 1998.
- MANO, E. B. Propriedades que caracterizam os materiais. In: Polímeros como materiais de engenharia. Ed. Eggard Blucher Ltda, cap.2, p. 7-45, 1991.
- MARCELLIN-LITTLE, D. J. Fracture treatment with circular external fixation. **Veterinary Clinics of North America: small animal practice**, v. 29, n. 5, p. 1153-70, 1999.
- MARCELLIN-LITTLE, D. J.; ROE, S. C.; ROVESTI, G. L.; BOSIO, A.; FERRETTI, A. Are circular external fixators weakened by the use of hemispheric washers? **Veterinary Surgery**, v. 31, n. 4, p. 367-374, 2002.
- MELLO, G. M. R. Efeito de elementos betagênicos na estabilidade de fases e propriedades de ligas de titânio para implantes ortopédicos. 2004. 113.p. Tese de doutorado - Universidade Estadual de Campinas Faculdade, Campinas, 2004.
- MELLO, R. C.; SOUZA, C. O.; CITELI, N. L.; VIANA, C. S. C. **Alumínio e suas ligas**. Rio de Janeiro: Universidade Federal Fluminense, 2009.
- MESA, A. C.; MANENT, R. B.; RODRÍGUEZ, R. P.; CANTO, M. P. Conversión de un fijador circular en un fijador externo híbrido. **Revista Cubana de Medicina Militar**, v. 29, n. 2, p. 89-97, 2000.
- METELMAN, L. A.; SCHWARZ, P. D.; HUTCHISON, J. M.; ALVIS, M. R.; JAMES, S. P. A mechanical evaluation of the resistance of various interfragmentary wire configurations to torsion. **Veterinary Surgery**, v. 25, n. 3, p. 231-220, 1996.
- MOREIRA, M. F. Ligas metálicas. ASM Specialty Handbook Aluminum and aluminum alloys ASM international, 1993.
- NARAYAN, B.; MARSH, D. R. The Ilizarov method in the treatment of fresh fractures. **Current Orthopaedics**, v. 17, n. 6, p. 447-457, 2003.
- NELE, U.; MAFFULLI, N.; PINTORE, E. Biomechanics of radiotransparent circular external fixators. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 308, p. 68-72, 1994.

PEREIRA, K. R. **Avaliação da biocompatibilidade “in vitro” e “in vivo” de ligas metálicas de titânio para aplicação odontológica.** 2008. 81.p. Tese de mestrado – Faculdade de São Paulo Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2008.

PINTO, M. A. S. **Contribuições ao desenvolvimento de filmes de diamante microcristalino dopados com enxofre.** 2007. 105.p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

RAHAL, S. C.; VOLPI, R. S. Método de Ilizarov: princípios e indicações na prática veterinária. **Revista Educação Continuada**, v. 3, n. 2, p. 54-60, 2000.

RAHAL, S. C.; VOLPI, R. S.; HETTE, K.; VULCANO, L. C.; BÜTTNER, R. C. Emprego de fixador externo circular no tratamento de complicações de fraturas do rádio e ulna em cães de raças pequenas. **Ciência Rural**, v. 35, n. 5, p. 1116-1122, 2005.

RAMIRES, I.; GUASTALDI, A. C. Estudo do biomaterial ti-6al-4v empregando-se técnicas eletroquímicas e XPS. **Química Nova**, v. 25, n. 1, p. 10-14, 2002.

RAMOS, M. R. F.; ROTBANDE, I. S.; SHEHATA, I. Fixador externo de Ilizarov: efeito mola. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 35, n. 1-2, p. 23-28, 2000.

ROCHA, C. O. J. M. **Comparação da Avaliação Mecânica de Compressão Axial em Seis Modelos de Fixadores Esqueléticos Externos Confeccionados com Barras Estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de Madeira e Parafusos de Aço Inoxidável 304.** 2008. 63. p. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária). Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Seropédica, Rio de Janeiro, 2008.

ROSSI, J. D. M. B.; LEIVAS, T. P.; MORÉ, A. D. O. Estudo crítico dos anéis do aparelho de Ilizarov. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 25, n. 10, p. 373-376, 1990.

ROTBANDE, I.; RAMOS, M.; HASHIMOTO, R.; RABELO, G. L.; CARVALHO, A. L. C. Contribuição ao estudo biomecânico do aparelho de fixação externa de Ilizarov. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 31, n. 8, p. 620-624, 1996.

ROTBANDE, I. S.; RAMOS, M. R. F. Atualização em fixação externa: conceitos e revisão. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 35, n. 4, p. 103-108, 2000.

SHAHAR, R. Relative stiffness and stress of type I and type II external fixators: Acrylic versus stainless-steel connecting bars: a theoretical approach. **Veterinary Surgery**, v. 29, n. 1, p. 59-69, 2000.

SILVA, G. M. M. C. **Metais e Ligas Metálicas. Uma abordagem experimental no Secundário.** 2007. 127. p. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, Porto, 2007.

Standard Test method for determining in-plane compressive properties of circular ring or ring segment bridge elements. F1541 – 02 (Reapproved 2011). Annual book of ASTM standard.

STORK, C. K.; CANIVET, C.; BAIDAK, A. A.; BALLIGAND, M. H. Evaluation of a nontoxic rigid polymer as connecting bar in external skeletal fixators. **Veterinary Surgery**, v. 32, p. 262-268, 2003.

TABACNIKS, M. H. Calibração do sistema PIXE-SP de análise elementar. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 1983.

TABACNIKS, M.H. Análise de filmes finos por PIXE e RBS. 1997. Disponível: <http://www2.if.usp.br/~lamfi/pixe%26rbs.pdf> Acesso em 01/10/11.

TING, D.; PETERSEN, S. W.; DÉJARDIN, L. M. Bone transport osteogenesis for treatment of canine osteomyelitis: A report of two cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 23, n. 2, p. 134-140, 2010.

TOSBORVORN, S.; CHEECHAREON, S.; RUTTANUCHUN, K.; SIRIVEDIN, S.; RHIENUMPORN, C. Mechanical Evaluation of Aluminum Alloy Ring Fixator. **Journal of the Medical Association of Thailand**, v. 89, n. 11, p. 1896-901, 2006.

VERHOEVEN, J. D. Metallurgy of steel for bladesmiths & others who heat treat and forge steel. Iowa State University, 2005.

VILLAMIL, R. F. V.; ARANHA, H.; AFONSO, M. L. C. A.; MERCADANTE, M. T.; AGOSTINHO, S. M. L. Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: fundamentos e resistência à corrosão. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 37, n. 11/12, p. 471-476, 2002.

WATSON, M. A.; MATHIAS, K. J.; MAFFULLI, N. External ring fixator: an overview. Proceeding of the institution of mechanical engineers. Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 214, p. 459-470, 2000.

WELLS, K. L.; PARDO, A. D.; PARROTT, M. B.; WASSERMANN, J. F. A comparison of the mechanical properties of two external fixators designs for transarticular stabilization of the canine hock. **Veterinary and Comparative Orthopaedics Traumatology**, v. 10, p. 54-59, 1997.

WU, J. J.; SHYR, H. S.; CHAO, E. Y.; KELLY, P. J. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. **The Journal of Bone and Joint Surgery American**, v. 66, n. 8, p.1258-64, 1984.

ZHANG, G. Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 5, p. 513-518, 2004.