

Daniel Castelo Branco Baccarin

Estudo mecânico “in vitro” da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro, em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colo femoral

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade São Paulo para Obtenção do Título de Mestre em Medicina Veterinária

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

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

ca/1/10
BIBLIOTECA VIRGINIE BUFF D'ÁPICE
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA
E ZOOTECNIA DA USP
7/6/06

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

| | |
|----------------|--|
| T.1707 EMV7 | <p>Baccarin, Daniel Castelo Branco Estudo mecânico "in vitro" da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro, em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colo femoral / Daniel Castelo Branco Baccarin. – São Paulo: D. C. B. Baccarin, 2006. 79 f. : il.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, 2006.</p> <p>Programa de Pós-graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária. Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.</p> <p>1. Fraturas 2. Colo femoral 3. Parafuso canulado 4. Osteossíntese 5. Cirurgia. I. Título.</p> |
|----------------|--|



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Comissão Bioética

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Estudo Mecânico *"in vitro"* da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colofemoral", protocolo nº 260/2003, utilizando 07 cães, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da Comissão de Bioética da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado "ad referendum".

(We certify that the Research "Mechanical study "in vitro" of the resistance of the 3,5mm canulated screw against axial forces, compare to compact screw in femoral head fractures in dogs" protocol number 260/2003, utilizing 07 dogs, under the responsibility of Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by Biotic Commission of the Faculty of Veterinary Medicine and Zootechny of University of São Paulo and was approved "ad referendum").

São Paulo, 12 de junho de 2003


Prof.ª Dr.ª Julia Maria Matera
Presidente da Comissão de Bioética
FMVZ/USP

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome do autor: BACCARIN, Daniel Castelo Branco

Título: Estudo mecânico "in vitro" da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro, em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colo femoral

Dissertação apresentada para o
Programa de Pós-Graduação em

Cirurgia da Faculdade de Medicina
Veterinária e Zootecnia da
Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em
Ciências

Data: 28/6/06

Banca Examinadora

Prof. Dr. Cassio R. Augusto Ferrarini Instituição: FMVZ-USP
Assinatura [assinatura] Julgamento: APROVADO

Prof. Dr. André Luis do Valle De Souza Instituição: FMVZ-USP
Assinatura [assinatura] Julgamento: APROVADO

Prof. Dr. THIAGO LUIZ DE SALLES GONÇALVES Instituição: S6 Uniculm
Assinatura: [assinatura] Julgamento: APROVADO

A minha querida **Evellise** pelo amor incondicional, força,
atitude, paciência e, principalmente, por me dar quem
hoje é minha razão de existir. **Mamãe** meu, meu anjo, meu
filho, **Rafael**

Ao meu amado pai, **Fernando**, que nunca saiu do meu
lado nas mais adversas circunstâncias

AGRADECIMENTOS

Ao amigo e **Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno**, desde que me ensinou a empunhar o bisturi até hoje que me enobreço com a conquista deste título;

A minha mãe **Ana Maria** pelo carinho e apoio;

Aos meus irmãos, **Luiz Henrique, Fernanda e Graziela** que mesmo a distância sei que torcem por mim;

Ao meu tio **José Carlos**, porque sem o seu apoio não teria completado nem a graduação, além de ser um exemplo de integridade;

A minha querida avó **Wanda**, por me albergar em sua casa durante anos da graduação;

A minha pequena “filhinha” **Julia** pelos tapas e beijos;

Ao amigos do **Koala Hospital Animal** pela ajuda e boa convivência diária, principalmente ao “Tio Lutcho”, Loro, Juca e Rogério;

Ao amigo **Leonardo Lima** pela amizade e companheirismo nessa etapa;

Ao amigo **Alexandre Schmaedecke** por me “co-orientar” sempre de forma solícita;

Aos amigos do **Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da FMVZ-SP**, Silmara e Leandro pelo apoio e ao César do Laboratório de Biomecânica do Hospital das Clínicas por desenvolver a parte experimental dessa pesquisa;

A meus queridos amigos “**Ronaldinha e Fafazinho**” pela amizade e ajuda nessa árdua etapa;

Ao meu amigo **Thomaz Lopes** pelos momentos de descontração e os conselhos profissionais;

Ao meu amigo **Marcelo Simões** pela prontidão em que atende aos meus pedidos de ajuda;

Ao meu amigo **Prof. Dr. Fabio Futema** que mesmo ausente sempre me inspira em momentos difíceis da profissão;

Ao **Prof. Dr. Marco Antonio Gioso**, um exemplo de integridade a ser seguido;

A **Prof^a. Dra. Silvia Cortopassi**, pelo carinho sempre maternal desde quando era minha querida professora na graduação.

RESUMO

BACCARIN, D. C. B. Estudo mecânico “in vitro” da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro, em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colo femoral. [Mechanical study “in vitro” of the resistance of axial forces of 3.5mm cannulated screws in comparison with conventional screws of the same diameter, in head and femoral neck fractures]. 2006. 79 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

Em razão da complexidade da osteossíntese nas regiões de colo e cabeça femorais, aliado à dificuldade da boa redução e fixação da fratura, objetivou-se estudar comparativamente os efeitos das cargas com forças axiais nos conjuntos osso-parafuso convencional e osso-parafuso canulado. O parafuso canulado possui eficiente capacidade compressiva e por possuir uma cânula central é capaz de simplificar a técnica cirúrgica se comparado aos parafusos ósseos convencionais. Foram utilizados dois parafusos dispostos paralelamente, inseridos da porção lateral do fêmur, abaixo do trocânter maior, em direção à cabeça femoral em 14 fêmures de cães acima de 20 kilos de peso, subdivididos em 2 grupos de 7 fêmures com parafusos convencionais e 7 fêmures com parafusos canulados, sem sinais macroscópicos ou radiográficos de moléstias ósseas. Os resultados obtidos mostraram que não houve diferenças estatísticas na força máxima e na rigidez nos dois grupos, e em todos os ensaios, os implantes não sofreram deformação, portanto conclui-se que as resistências dos parafusos convencional e canulado, utilizados na osteossíntese de fraturas de cabeça e colo de fêmur, são semelhantes.

Palavras-chave: Fraturas. Colo femoral. Parafuso canulado. Osteossíntese. Cirurgia

ABSTRACT

BACCARIN, D. C. B. **Mechanical study “in vitro” of the resistance of axial forces of 3.5mm cannulated screws in comparison with conventional screws of the same diameter, in head and femoral neck fractures.** [Estudo mecânico “in vitro” da resistência a forças axiais do parafuso canulado de 3,5mm de diâmetro, em comparação ao parafuso convencional de mesmo diâmetro, em fraturas de cabeça e colo femoral]. 2006. 79 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

Because of the complexity of osteosynthesis of femoral head and neck fractures and the difficulty of good reduction and fixation of the fractures, we studied comparatively the effects of load and axial forces of bone-conventional screws and bone-cannulated screws. The cannulated screw presents efficient compressive capacity and it presents a central cannula capable of simplifying the surgical technique if compared to conventional bone screws. We used two screws placed parallel, inserted in the lateral aspect of the femur, beneath the greater trochanter, directed to the femoral head, in fourteen femurs of dogs over 20Kg, subdivided in two groups of seven femurs each, the first with conventional screws and the second with cannulated screws, with no macroscopic or radiographic signs of bone diseases. The results didn't show any statistical differences in maximum strength and rigidity of both groups and the implants didn't suffer deformities in any essays, therefore we conclude that the resistances of conventional and cannulated screws, used in of femoral heads and necks fracture repairs, are similar.

Key words: Fractures. Femoral neck. Cannulated screw. Osteosynthesis. Surgery.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|-------------|--|----|
| Figura 1 - | Haste de Alumínio designada para servir de molde para o sulco no cimento ósseo –São Paulo – 2006..... | 35 |
| Figura 2 - | Visão da haste de Alumínio sobre a superfície plana. – São Paulo - 2006..... | 36 |
| Figura 3 - | Visão da haste de Alumínio sob a superfície plana envolvidos pelo tubo de PVC– São Paulo – 2006..... | 37 |
| Figura 4 - | Visão do tubo de PVC albergando a haste de Alumínio – São Paulo – 2006..... | 37 |
| Figura 5 - | Processo de cimentação dos fêmures dentro do tubo de PVC – São Paulo- 2006..... | 37 |
| Figura 6 - | Visualização do sulco proporcionado pela haste de Alumínio – São Paulo – 2006..... | 38 |
| Figura 7 - | Visão geral do modelo biomecânico de joelho – São Paulo – 2006..... | 38 |
| Figura 8 - | Coaptação do modelo biomecânico de joelho ao sulco de cimento ósseo – São Paulo – 2006..... | 39 |
| Figura 9 - | Visão geral do conjunto coaptado a máquina Kratos – São Paulo – 2006 | 40 |
| Figura 10 - | Modelo radiográfico da osteossíntese com parafuso ósseos convencionais em colo femoral - São Paulo – 2006..... | 42 |
| Figura 11 - | Modelo radiográfico da osteossíntese com parafusos canulados em colo femoral – São Paulo- 2006..... | 43 |
| Figura 12 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 1 – São Paulo – 2006 | 45 |
| Figura 13 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 2 – São Paulo – 2006..... | 46 |
| Figura 14 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 3 – São Paulo – 2006..... | 47 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Figura 15 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 5- São Paulo – 2006..... | 49 |
| Figura 16 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 6 – São Paulo – 2006..... | 50 |
| Figura 17 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 7 – São Paulo – 2006..... | 51 |
| Figura 18 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 8 – São Paulo – 2006..... | 52 |
| Figura 19 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 9- São Paulo – 2006..... | 53 |
| Figura 20 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 10 – São Paulo – 2006..... | 54 |
| Figura 21 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 11 – São Paulo – 2006..... | 55 |
| Figura 22 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 12 – São Paulo – 2006..... | 56 |
| Figura 23 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 13 – São Paulo – 2006..... | 57 |
| Figura 24 - | Gráfico da força e Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 14 – São Paulo – 2006..... | 58 |
| Figura 25 - | Gráfico das forças máxima em Newton dos fêmures com parafusos canulados e parafusos normais- São Paulo – 2006..... | 61 |
| Figura 26 - | Gráfico dos deslocamentos máximo em milímetros dos fêmures com parafusos canulados e parafusos normais – São Paulo – 2006..... | 62 |
| Figura 27 - | Gráfico das forças no limite de proporcionalidade em Newton dos fêmures com parafusos canulados e parafusos normais- São Paulo – 2006..... | 63 |
| Figura 28 - | Gráfico dos deslocamentos no limite de proporcionalidade em milímetros dos fêmures com parafusos canulados e parafusos normais – São Paulo – 2006..... | 64 |
| Figura 29 - | Gráfico da rigidez em Newton dos fêmures com parafusos canulados e parafusos normais – São Paulo – 2006..... | 65 |

Figura 30 - Gráfico em Newton da força em 3 mm de deslocamento dos
fêmures com parafusos canulados e parafusos normais – São Paulo
– 2006..... 66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DC inferior Distância do parafuso à cort

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados gerais dos estudos compressivos nos parafusos canulados e normais – São

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 15 |
| 2 OBJETIVO..... | 16 |
| 3 REVISÃO DE LITERATURA..... | 17 |
| 4 MATERIAL E MÉTODO..... | 32 |
| 4.1 PEÇAS..... | 32 |
| 4.2 TÉCNICA CIRÚRGICA..... | 32 |
| 4.3 TÉCNICA RADIOGRÁFICA..... | 34 |
| 4.4 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA | 34 |
| 4.5 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA..... | 41 |
| 5 RESULTADOS..... | 42 |
| 5.1 RESULTADOS RADIOGRÁFICOS..... | 42 |
| 5.2 RESULTADOS DOS TESTES DE COMPRESSÃO..... | 44 |
| 6 DISCUSSÃO..... | 67 |
| 7 CONCLUSÃO..... | 74 |
| REFERÊNCIAS..... | 75 |

1 INTRODUÇÃO

As fraturas do fêmur proximal constituem aproximadamente 25% das fraturas femorais em cães, e proporcionam desafios importantes na fixação interna adequada dos fragmentos ósseos (OMSTEAD, 1984).

A osteossíntese interna rígida com o uso de parafusos ósseos com efeito compressivo são os implantes de eleição para fraturas de colo femoral, porém, ainda existem autores que citam o uso de vários fios de kirschiner de pequeno calibre e, como último recurso, a cefalectomia femoral, que é sempre uma opção em fraturas cominutivas consideradas irreparáveis (ANDERSON, 1953).

Na Medicina Humana, Ambrose Pare, no século XVI teve o crédito de reconhecer fratura de fêmur proximal, distinguindo-a de luxação. Desde então a conduta para as fraturas proximais de fêmur evoluiu numa tentativa de melhorar os resultados, passando da tração até a fixação interna rígida com parafusos ósseos canulados (ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; MIZRAH et al., 1985; MOLLER, et al., 1985).

O parafuso canulado já é conhecido há tempos na Medicina Humana, é resultado da metalurgia contemporânea para facilitar a técnica cirúrgica e proporcionar melhores resultados pós-operatórios, porém ainda pouco é explorado na Medicina Veterinária de pequenos animais.

2 OBJETIVO

O objetivo do presente trabalho é comparar a resistência a forças axiais do parafuso convencional de 3,5mm com parafuso canulado de mesmo diâmetro, para fixação de fratura de cabeça e colo femoral em cães.

3 REVISÃO DA LITERATURA

As fraturas de colo femoral na grande maioria dos casos são simples, porém, podem ocorrer cominuição dos fragmentos (MILTON, 1993).

É moléstia predominantemente de cães jovens, sendo a causa mais comum os acidentes automobilísticos, com a característica de apresentar fraturas perpendiculares ao eixo longo do colo femoral (NUNAMAKER, 1985).

Segundo Gibson, Vanne e Pechman, (1991) fraturas fiseais femorais constituem 25% de todas as fraturas femorais no cão.

Em Medicina Veterinária de pequenos animais, estas fraturas podem ser classificadas em basilares, subcaptais e transcervicais, sendo o tratamento a osteossíntese ou a cefalectomia femoral, preconizado para todos os tipos, principalmente quando ocorrem fraturas com alta cominuição (MILTON, 1993; PIERMATTEI, 1998), pois o tratamento conservativo usualmente apresenta resultados insatisfatórios, levando à reabsorção do colo femoral. (NUNAMAKER, 1985; MILTON, 1993; PIERMATTEI, 1998;).

As fraturas de colo femoral são altamente instáveis por seu plano de solução de continuidade óssea ser ao longo de linhas de força máxima de encurvamento e rotação da cabeça femoral (MILTON, 1993).

Em Medicina Veterinária de pequenos animais, as fraturas de colo femoral geralmente são extracapsulares, preservando o fluxo sanguíneo da cabeça femoral após a lesão (MILTON, 1993).

Por este motivo Nunamaker (1985) reportou que a cabeça femoral permanece viável mesmo após três semanas do trauma em cães adultos, possibilitando o tratamento cirúrgico para estabilização dos fragmentos ósseos.

Na Medicina Humana, fraturas de quadril são amplamente estudadas; ocorrem aproximadamente 250 mil fraturas de cabeça e colo femoral só nos Estados Unidos na década de 80. Outros estudos previram a multiplicação nas próximas décadas, fato explicado pelo aumento da idade média da população e melhor assistência médica (ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; MIZRAH et al., 1985; MOLLER et al., 1985 STAMBOUGH et al., 1988).

Ambrose Pare, no século XVI, foi provavelmente o primeiro a reconhecer a fratura de quadril como entidade cirúrgica. A fixação interna das fraturas do colo femoral foi discutida a primeira vez por Von Langenbeck (1850). No entanto, a fixação interna não foi praticada em base universal, até que Smith – Petersen desenvolveu a haste de flange tripla, em 1931. Os irmãos Judet projetaram prótese femoral de acrílico em 1948 e esta serviu como protótipo para os implantes femorais de Moore, Eicher e Thompson. Apesar de todos os avanços a fratura de colo femoral ainda permanece como “fratura não resolvida” (SMITH- PETERSEN; CAVE; VON GORDER, 1931; ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; MOORE, 1957; MIZRAH et al., 1985; MOLLER et al., 1985; FITZGERALD, 1987).

O conhecimento das origens e a distribuição das artérias que irrigam a cabeça e o colo do fêmur são os

Weictbrecht (1742), inicialmente descreveu a presença de artérias reticulares que penetram na cabeça e se tornam epifisárias. Em decorrência a essa intimidade entre as artérias e o osso ocorrerá lesão vascular em qualquer fratura do colo femoral e, especialmente, na área crânio- lateral.

A metáfise do colo femoral é bem vascularizada graças a contribuição do anel arterial extracapsular e a artéria nutriente do fêmur proximal. A artéria do ligamento redondo tem contribuições variáveis para a irrigação da cabeça femoral (CHUNG, 1976).

Quando ocorrem fraturas no colo femoral, a revascularização se dá a partir de 3 pontos: a área da cabeça femoral que permaneceu viável, crescimento interno vascular a partir do local da fratura e por ultimo a revascularização a partir da cabeça femoral não coberta por cartilagem articular (CHUNG, 1976).

Diversos estudos foram feitos para analisar a contribuição no suprimento sanguíneo fornecido à cabeça femoral pela artéria do ligamento redondo, visto que essa artéria é seguramente a única fonte de irrigação capitular não ameaçada de forma direta por fraturas no colo femoral (DENEKA et al., 1965; DEYERLE, 1966; BAGBY; WALLACE, 1971; FITZGERALD, 1987).

Todos os autores concordam que a artéria contribui para a nutrição da cabeça, mas a extensão dessa irrigação é amplamente variável.

Fitzgerald descreveu em 1987, que 30% dos casos o suprimento sanguíneo da artéria do ligamento redondo não era confiável caso a irrigação mais distal fosse interrompida, enquanto que nos restantes 70% dos casos o suprimento da artéria ligamentar contribui variavelmente desde a porção foveolar proximal até a cabeça inteira.

A anatomia vascular é responsável pela vulnerabilidade da cabeça e colo femoral quando esses sofrem fraturas. A maior porcentagem do suprimento sanguíneo é oriunda do

anel vascular reticulacunar e dos vasos intertrocânticos da região proximal do fêmur. (MEYERS, 1973; TOOKE ; FAVERO, 1985).

Em observações intra operatórias em pacientes humanos é comum notar ausência de sangramento, e a possível explicação para esse fato, é isquemia da cabeça femoral que ocorre imediatamente após a ocorrência da fratura do colo femoral, entretanto, sob um lento processo de revascularização a cabeça femoral permanece viável (CLARC; CROFTS; SALEH, 1990), corroborando com esses autores Milton (1993) e Nunamaker (1985) relataram que as fraturas de cabeça femoral em pacientes veterinários permanece viável ate 21 dias após o trauma possibilitando a osteossíntese dos fragmentos.

Na medicina veterinária de pequenos animais, encontramos quase que na sua totalidade fraturas de cabeça e colo femoral decorrentes de traumas, mormente os automobilísticos e em animais jovens (ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; ANDERSON, 1953; OMSTEAD, 1984; NUNAMAKER, 1985; GIBSON; VANNE; PECHMAN, 1991; MILTON, 1993; PIERMATTEI, 1998), já a etiologia dessa moléstia em crianças é a obesidade, porém, não está relacionado com trauma de alta energia como nos pacientes veterinários. Por esse fato entende-se o porquê dessas fraturas em pacientes jovens humanos darem-se geralmente um pequeno deslocamento da epífise, ao contrario dos cães que possuem deslocamentos importantes. (GOODMAN, JOHNSON, ROBERTSON, 1996; KELSEY; KEIGGI; SOWTHWICK, 1970; WELLIN; GALLONI; GELB, 1984). A meta do tratamento nesse tipo de fraturas desses pacientes tanto humanos como pacientes veterinários é a estabilização das epífises, prevenindo deslocamentos maiores do foco de fratura, não uniões avasculares e necrose asséptica da cabeça femoral (ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; BOUT; CANNEGIETER; JUTTMANN, 1947; ANDERSON, 1953; KELSEY; KEIGGI; SOWTHWICK, 1970; OMSTEAD, 1984; WELLIN; GALLONI;

GELB, 1984; NUNAMAKER, 1985; GIBSON; VANNE; PECHMAN, 1991 MILTON, 1993; PIERMATTEI, 1998; GOODMAN, JOHNSON, ROBERTSON, 1996).

Na Medicina Humana, existem duas classificações populares para descrever as fraturas intracapsulares do colo femoral.

A classificação de Pauwel baseia-se no ângulo que a fratura forma com o plano horizontal, sendo o tipo I 30 graus, tipo II 50 graus e tipo III 70 graus com a horizontal (EVANS, 1949).

A outra classificação é do denominada Garden, o qual leva em consideração o deslocamento entre os fragmentos (EVANS, 1949).

A fratura de Garden tipo I é impactada ou incompleta, no qual as trabéculas do colo inferior ainda estão intactas.

A fratura de Garden tipo II é completa, porém, sem deslocamento.

A fratura de Garden tipo III é completa com deslocamento parcial e, por ultimo a fratura de Garden tipo IV é completa, com separação total dos fragmentos ósseos.

Finalmente as fraturas intracapsulares são consideradas subcapitais, ou seja, as que ocorrem imediatamente abaixo da superfície articular da cabeça femoral, ao longo da placa epifisária; e as fraturas transcervicais são aquelas que atravessam o colo femoral entre a cabeça femoral e o trocânter maior (ARNOLD, 1984).

As fraturas extracapsulares ou introtrocantéricas ou ainda trocantéricas são extremamente comuns na Medicina Humana, tendo influência significativa sobre a sociedade e a vida dos pacientes. As taxas de mortalidade associadas às fraturas do quadril variam de 13 a 30% no primeiro ano depois do traumatismo. Depois do primeiro ano a expectativa volta ao normal. Os pacientes que moram em asilos possuem a menor

probabilidade de reassumirem a deambulação (ACKROYD, 1974; VAN DORTMONT, 2000).

Exceto em casos muito especiais a conduta nesse tipo de moléstia ortopédica, ou seja, as fraturas do fêmur proximal; é não cirúrgica. Os dias de repouso prolongado em leito passaram a dar lugar a osteossíntese interna rígida para estabilização da fratura e permitir desta forma, a reabilitação precoce dos pacientes. Embora a redução aberta e as técnicas de fixação já fossem populares, foi o progresso da metalurgia que afetaram significativamente a aceitação da fixação interna (CHUNG, 1976).

A biomecânica das fraturas intertrocântéricas podem ser divididas em 3 categorias: produção da fratura, fixação e estabilização da fratura e forças musculares e articulares em torno do quadril (SCHATZKER; BARRINGTON, 1968).

As fraturas intertrocântéricas são o resultado de forças diretas e indiretas envolvendo o fêmur proximal. Em humanos geralmente associam-se a produção destas fraturas com quedas. Uma simples queda, embora difícil quantificar, um paciente que caia de pé de 160 cm para 10 cm ao nível do piso gera uma energia potencial de 3.700 kg/cm, isto é 40 vezes a energia necessária para fraturar o colo femoral. A energia oriunda dessa queda é dividida entre os músculos e partes moles viscoelásticas circundantes, capazes de absorver e dissipar essas forças, a fim de não causar fraturas. Isso explica porque muitos idosos sofrem facilmente fraturas nesta região, pois nestes pacientes não ocorrem as adaptações neuromusculares habituais rápido o suficiente para proteger o osso (FRANKEL, 1963; FRANKEL, 1986).

A biomecânica da fixação das fraturas intertrocântéricas do quadril tem sido extensamente revista. A maioria dos implantes é forte o suficiente para suportar cargas fisiológicas. A fixação deve resistir ao varismo e as forças de rotação externa. Com base em

análises do momento estático, a fixação intramedular é superior as placas laterais a à haste rígida lateralmente colocada (JARRET; FLEMING; WHITESIDES, 1980).

Os parafusos de compressão têm muitas vantagens em relação a outros implantes como as placas laterais e as hastes intramedulares rígidas.

Gurtler, Jacobs e Jacobs (1986), demonstraram em modelo experimental que os parafusos de compressão do quadril eram 2,5 vezes mais rígidos que as hastes condilocefálicas de Harris.

Ainda nesse estudo os autores também observaram que qu 1

O primeiro método de classificação baseia-se na localização anatômica. As fraturas são divididas em: basicervicais, intertrocânticas, pertrocânticas e subtrocânticas. (JAMES; HUNTER, 1982).

As fraturas basicervicais não são cominutivas e a linha de fratura é imediatamente próxima à linha intertrocântica

As fraturas intertrocânticas são as que possuem linha de fratura que se estende entre os trocânteres maior e menor; são fraturas simples com mínima ou ausente cominuição.

Dentro das fraturas intertrocânticas, há subclassificação em quatro tipos (BOYD; GEORGE, 1947).

Tipo I: fratura linear através da região intertrocântica

Tipo II: fratura cominutiva dentro da mesma região

Tipo III: fratura intertrocântica com elemento subtrocântico associado.

Tipo IV: fratura oblíqua da porção proximal da diáfise femoral, envolvendo a região subtrocântica.

As fraturas com cominuição significativa da região intertrocântica e pelo menos parte da linha da fratura é do tipo intertrocântica (BOYD; GEORGE, 1947).

As fraturas subtrocânticas começam no trocânter menor ou abaixo dele, envolvendo os 5,0 cm proximais do fêmur proximal (BOYD; GEORGE, 1947).

Tronzo (1973) propôs uma classificação baseado na redução. O primeiro dos cinco tipos é fratura intertrocântica incompleta ou sem deslocamento. É reduzida com tração e a redução anatômica é facilmente obtida (SISK, 1987).

A fratura do tipo II é trocântica, ausente de cominuição, com ou sem deslocamento e por fim os ambos trocânteres estão fraturados (SISK, 1987).

A fratura do tipo III é cominutiva com deslocamento e considerada instável, com a ponta do colo deslocado para a medula (SISK, 1987).

A fratura do tipo IV é intertrocantérica, cominutiva, com separação dos dois fragmentos principais. A ponta do colo está deslocada para fora tornando a redução difícil (SISK, 1987).

Por ultimo, a fratura do tipo V associa-se a obliquidade incisa da linha de fratura (SISK, 1987).

Ender, dividiu as fraturas com fenda ou impactada. A lógica para essa denominação baseia-se na capacidade da obtenção de estabilidade da fratura pelo uso de implantes intramedulares flexíveis. (JAMES; HUNTER, 1982).

Mueller (1974), subdividiu as intertrocantéricas em A, B e C. As fraturas do tipo A, são aquelas que possuem cortical medial intacta. As fraturas do tipo B são aquelas que possuem cominuição do córtex medial e, as do tipo C são as fraturas intertrocantéricas com componente subtrocantérico (REGAZZONI, 1985).

Apesar de todas estas classificações a mais amplamente utilizada e aceita é a proposta por Evans confirmada por Jenson, Sonne-holm e Tondevold (1981).

Basicamente as fraturas são classificadas com tipo I e tipo II e ainda Evans (1981), subdividiu a tipo I em estáveis e instáveis.

As fraturas do tipo I estáveis são facilmente tratadas com tração, usando-se dispositivos de fixação interna para segurar os fragmentos da fratura alinhados, até a consolidação (MACEACHERIN; MANTOVAN, 1983).

As fraturas do tipo I instáveis, envolvem perda importante da cortical medial e póstero-medial (MACEACHERIN; MANTOVAN, 1983).

O objetivo do tratamento cirúrgico é redução e estabilização dos fragmentos da fratura. Kaufer (1980), afirmaram que a rigidez osso/implante depende de cinco variáveis: qualidade óssea, configuração da fratura, redução adequada, design do implante bem como sua colocação. Destes cinco, os dois primeiros são intrínsecos ao paciente e os outros três são extrínsecos que podem, pelo menos em parte, ser controlados pelo cirurgião.

A decisão de fixação de fraturas de colo femoral usando parafusos ósseos é baseada particularmente na estimativa da rigidez da fixação da construção osso-implante, em relação à carga proporcionada pelo peso corporal (STANKEWICH et al., 1996).

Levando em consideração a informação acima devemos relatar algumas considerações biomecânicas relevantes a esse tipo de situação.

Biomecânica consiste no estudo das forças as quais são aplicadas ao osso associado ao tempo de fratura e suas conseqüências no que tange à morfologia e o progresso da cicatrização óssea (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Quando qualquer material é submetido à carga, ocorre deformação antes do momento da fratura. Isto é verdade para metais vidros e ossos. Quando as forças tênsil e compressivas são aplicadas a um fragmento de osso, o osso sofre uma deformação e quando essa carga excede o limite da resistência óssea ocorre a fratura (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

O comprimento ósseo aumenta quando a força tênsil é aplicada. Em primeiro lugar, a relação entre a força aplicada e a deformação é linear, a natureza da deformação é proporcional à força tênsil (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Em segunda estância, curva é não linear, e o comprimento ósseo começa aumentar concomitante ao aumento da força aplicada. A parte linear da curva descrita é a deformação elástica do material. Nesse caso o fragmento ósseo submetido a carga moderada age como

uma mola; quando a carga é removida, o osso retorna a seu comprimento original (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Quando a carga aplicada é maior à carga primária, a deformação não é revertida, nesse momento temos a deformação plástica do osso (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Finalmente, quando a carga é superior a resistência óssea, o fragmento ósseo quebra ocasionando a fratura. A mesma filosofia é aplicada a força compressiva e de encurvamento (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Em síntese a curva de compressão sofre influência de 3 componentes: as características do próprio material, a geometria do material e a morfologia estrutural do material (HULSE; HYMAN, 1991, 2000).

Ossos longos estão sujeitos a todas as forças, tanto fisiológicas quanto não fisiológicas. Forças não fisiológicas ocorrem em situações como acidentes automobilísticos, injúrias por armas de fogo ou quedas (CARTER, 1982).

Essas forças podem ser transmitidas para o osso diretamente e finalmente excedem o ponto máximo de dureza do osso, ocasionando as fraturas (CARTER, 1982).

As forças denominadas fisiológicas são geradas pelo peso corporal, contração muscular e atividade física. Essas forças são transmitidas para o osso através das superfícies articulares e contração muscular e são aplicadas tanto como tensão uniaxial com compressivas (CARTER; SPENGLER, 1982).

A tensão fisiológica e a compressão podem gerar em alguns momentos forças de arqueamento e de rotação. Essas forças normalmente não excedem o ponto máximo de dureza óssea exceto em casos excepcionais (NORDIN; FRANKEL, 1989).

Quando forças são aplicadas a qualquer estrutura, há uma deformação da forma original e, forças são produzidas dentro da própria estrutura que está recebendo as forças

externas. Se as forças locais e a deformação são determinadas em áreas ósseas específicas podemos classificar como intensidade de força local ou stress ósseo interno e, a deformação como dureza óssea (NORDIN; FRANKEL, 1989).

Existem 4 forças fisiológicas primárias: compressão axial, tensão axial, encurvamento e forças torcionais. Essas forças, sozinhas ou em combinação, resultam em um complexo padrão de stress e esforço ósseo (PERREN, 1981).

O esforço que normalmente o osso é submetido é decorrente das forças de tensão ou compressão aplicadas perpendicularmente a superfície óssea, ao passo que, as forças de encurvamento é diretamente oblíqua à superfície óssea (PERREN, 1981).

Quando ocorre a compressão axial, a resultante na seguinte alteração de esforço ósseo:

- stress paralelo à coluna óssea acarretando encurtamento;
- esforço perpendicular à coluna óssea acarretando expansão e;
- encurvamento oblíquo à coluna óssea acarretando deslocamento lateral.

Clinicamente, o esforço perpendicular que surge da compressão axial não é importante, porque a expansão do osso é improvável que ocorra. A compressão e encurvamento são significantes porque quando essas forças são maiores que a resistência óssea, acarretam em fraturas oblíquas ou cominutivas (PERREN, 1981; RAHN, 1982).

A tensão axial é o resultado direto da contração muscular atuando no ponto de inserção no osso. A tensão axial resultante da contração muscular é força exclusivamente fisiológica e geram fraturas de trocânter maior do fêmur, fraturas de olécrano e fraturas de crista tibial (PERREN, 1981; RAHN, 1982).

Quando o osso sofre arqueamento, uma força tênsil é gerada dentro do mesmo, produzindo superfície convexa e força interna compressiva no lado côncavo do osso. O

stress tênsil máximo está presente na superfície periostal no lado convexo, e stress compressivo máximo está presente na superfície periostal do lado côncavo (PERREN, 1981; RAHN, 1982).

Por existir esta variação de stress; tensão de um lado do osso e compressão do lado oposto, há um ponto onde o stress é igual a zero. Esse ponto é denominado “ponto axial neutro”. O lado do osso o qual sofre a tensão é referido como “banda de tensão”, ao passo que o lado do tecido que sofre compressão é referido como lado de condensação (PERREN, 1981; RAHN, 1982).

Em trabalho de revisão de fraturas fiseais de cabeça de fêmur em cães, Gibson, Vanne e Pechmam, (1991), constataram que essas fraturas constituem 14% de todas as fraturas de animais em crescimento, e geralmente são do tipo Salter -Harris tipo I. Os autores avaliaram, em período entre 1979 a 1989, 34 casos de fraturas fiseais capitais, tratados com parafusos compressivos ou fios de Kirschner; concluíram que cães com menos de seis meses de idade mostraram maior predisposição ao desenvolvimento de doença articular degenerativa do que outros cães, isto porque a injúria fiseal precoce poderia resultar em maiores deformidades de cabeça e colo femoral e conseqüente doença articular degenerativa (GIBSON; VANNE; PECHMAN, 1991).

Ainda, no mesmo estudo, dos 34 casos, 94% ocorreram em cães de raças grandes, e em cães de raças pequenas geralmente o tratamento eletivo foi a cefalectomia femoral. (GIBSON; VANNE; PECHMAN, 1991). Os autores também concluíram, que os parafusos de efeito compressivo aumentaram a estabilidade da fratura, resultando em decréscimo na incidência de necrose avascular e não - união óssea, e que reduções inadequadas ou grandes desvios ósseos aumentavam a ocorrência de doença articular degenerativa (GIBSON, VANNE, PECHMAN., 1991).

Goodman, Johnson e Robertson (1996), relataram 95% de sucesso, em trabalho conduzido em 78 pacientes humanos tratados com redução das fraturas de cabeça de fêmur com parafuso canulado.

Outra utilização do parafuso canulado, na espécie humana, é cirurgia para redução de fraturas de colo e cabeça femoral em pacientes geriátricos.

Van Dortmont et al. (2000) em estudo comparativo entre hemiartroplastias e parafusos canulados, em pacientes geriátricos com média etária superior a 70 anos constataram que a chance de insucesso na reabilitação pós-operatória em ambos os tratamentos é baixo (9,1%). Por esse fato, nos pacientes de idade avançada, os autores sugeriram a utilização do parafuso canulado, em detrimento a prótese de quadril, em razão da maior mortalidade neste ultima técnica, causada principalmente por elevada perda sanguínea e maior tempo cirúrgico.

Em Medicina Veterinária Kuzma et al. (1989) propuseram a reparação de fraturas epifisárias de cabeça de fêmur, utilizando parafusos de efeito compressivo inseridos pela superfície articular até o colo femoral com a cabeça do parafuso embutida dentro da cabeça femoral, alegando que com esta técnica os pacientes apresentaram bons resultados pós-operatórios, menor tempo cirúrgico e melhor visualização do fragmento epifisário durante a redução e estabilização.

Em contrapartida Miller e Anderson (1993), utilizaram a mesma técnica, e todos pacientes apresentaram resultados pós-operatórios pobres. Os autores descreveram que apesar da técnica ser mais fácil quando comparada com a convencional (inserção do implante pela região do abaixo trocânter maior), os resultados são inaceitáveis no que cerca às complicações. Os autores atribuíram as complicações a dois fatores: danos vasculares e a desestabilização da articulação do quadril devido à manipulação cirúrgica. Todos os

pacientes no pós-operatório apresentaram osteopenia do colo femoral e arrasamento do acetábulo.

Em fraturas de colo femoral, no cão, a cabeça femoral permanece no acetábulo graças ao ligamento redondo. O colo femoral apresenta-se antivertido, cranial e dorsal ao acetábulo (HULSE; JOHNSON, 1997).

Para a redução destas fraturas, Piermattei (1998) preconizou a redução, dos fragmentos com parafusos compressivos ou fios de Kirschner, utilizando a abordagem cirúrgica crânio – lateral relatada por Hulse (1981). Alternativamente pode-se realizar a osteotomia do trocânter maior sem que ocorra prejuízo da vascularização da cabeça do fêmur (HULSE, 1981).

A outra possibilidade de acesso a região da cabeça e colo femoral é a ventromedial, que proporciona mínima lesão à cápsula articular preservando o fluxo sanguíneo para a cabeça e colo femoral (L'EPLATTENIER; MONTOVAN, 1997).

Piermattei (1998) salienta a necessidade e dificuldade da redução perfeita do colo femoral com os parafusos compressivos, que devem seguir as etapas de perfuração de orifícios em ambos os fragmentos, confecção de orifício deslizante no corpo do colo femoral e introdução do parafuso, com efeito compressivo.

Devido a complexidade dessas etapas, o presente trabalho, propõe a utilização de parafuso dotado de uma cânula central, poupando o cirurgião de realizar três perfurações, podendo levar a perda da redução previamente realizada.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A realização deste experimento consiste em quatro partes que serão descritas nos próximos itens.

4.1 PEÇAS

Foram utilizados 14 fêmures de cães acima de 20 quilos de peso, machos e fêmeas, em idade entre 3 a 9 anos, sem sinais macroscópicos ou radiográficos de moléstias ósseas. Os animais vieram a óbito e foram disponibilizados pelo Hospital Veterinário da Universidade de São Paulo.

4.2 TÉCNICA CIRÚRGICA

Os fêmures selecionados para o estudo eram de animais hígidos e sofreram esquelétização, com a retirada total das estruturas musculares e tendíneas do fêmur.

Após a fixação na mesa de trabalho por meio de uma morsa, os ossos foram fraturados em nível do colo femoral com serra de Gigle, após realizar a fratura das peças, a diáfise femoral juntamente com o colo femoral fraturado foram fixados para a perfuração.

As peças foram divididas em dois grupos. No grupo controle foram inseridos dois parafusos convencionais paralelos entre si, por meio de perfuração com broca de 2,6mm, acoplada ao mandril de furadeira cirúrgica pneumática, que foi dirigida da porção lateral do fêmur, abaixo do trocanter maior, em direção à cabeça do fêmur. Após a remoção da broca,

foram preparados os orifícios, com o macho de 3,5mm, para posterior inserção dos parafusos de mesmo diâmetro.

As peças referentes ao segundo grupo foram inseridas dois parafusos canulados de 3,5mm paralelos entre si, e com o mesmo padrão que os parafusos do grupo controle, entretanto as confecções das perfurações foram diferentes e estão descritas abaixo.

A perfuração para a inserção do fio guia iniciou-se na superfície lateral do fêmur, abaixo do trocânter maior, e a perfuração foi guiada em direção ao meio da cabeça femoral.

Após a fixação do fio guia, foram feitas as mensurações das profundidades dos fios inseridos nos ossos, com o medidor canulado para avaliação dos tamanhos dos parafusos ideais para as fixações.

Posteriormente, utilizou-se a fresa canulada de 2,6mm, acoplada ao mandril da furadeira cirúrgica pneumática, para produzir o orifício para inserção dos parafusos.

Após a remoção da fresa, que deve ser feito com o mesmo sentido de rotação da introdução, para evitar a saída do fio guia, foram preparados orifícios, com macho canulado de 3,5mm, para inserções dos parafusos de mesmos diâmetros.

Inseriram-se os parafusos pelos fios guias até os mesmos reduzirem as fraturas das cabeças e dos colos femorais, após isto, retirou-se os fios guias.

4.3 TÉCNICA RADIOGRÁFICA

Após a realização da osteossíntese em todos os ossos, as peças foram submetidas ao controle radiográfico da topografia dos parafusos albergados no colo e cabeça femoral.

Os ossos foram colocados individualmente sobre chassi radiográfico na medida de 24 x 30 na posição crânio caudal. O filme utilizado foi da marca Agfa modelo ortho CP-G Plus. A técnica radiográfica utilizada foi 55Kv (kilo volts), 0.1s (segundo) e 50mA (miliampères)

4.4 AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA (MÁQUINA KRATOS 5002)

Depois de reduzidas as fraturas, em ambos os grupos, as peças foram cimentadas com metil-metacrilato em um dispositivo articulado que permite o perfeito assentamento da cabeça femoral dentro do acetábulo mimetizando as condições reais no momento da compressão, denominado de modelo biomecânico de joelho.

O dispositivo para fixação dos fêmures foi feito de tal forma:

Foi desenvolvida uma haste cilíndrica de alumínio sobre uma base plana, com a intenção de proporcionar um sulco no acrílico de metil-metacrilato para coaptação da haste do dispositivo que mimetiza o joelho (Figuras 1 e 2). A haste sobre a base plana, foi envolta por um tubo de PVC destinado a albergar os fêmures a serem fixados no metil-metacrilato (Figuras 3 e 4). Com os fêmures cerrados na altura dos côndilos os mesmos foram cimentados dentro dos dispositivos de PVC (Figura 5). Após a secagem completa e as peças fixadas ao cimento, a haste cilíndrica que ficava na parte inferior do dispositivo foi retirada permitindo a visualização do sulco que foi criado (Figura 6 e 7). Com a haste do

modelo biomecânico de joelho coaptada (Figura 8) ao sulco previamente confeccionado no metil-metacrilato as peça foram levadas à compressão na máquina Kratos 5002. (Figura 9).

O modelo biomecânico de joelho tem a intenção de realizar um perfeito assentamento da cabeça femoral, visto que o modelo biomecânico de acetábulo foi universal. Por esse fato, quando ao início do estudo compressivo, a cabeça femoral assentou-se da forma mais anatomicamente perto do normal, graças ação dinâmica do modelo biomecânico de joelho.

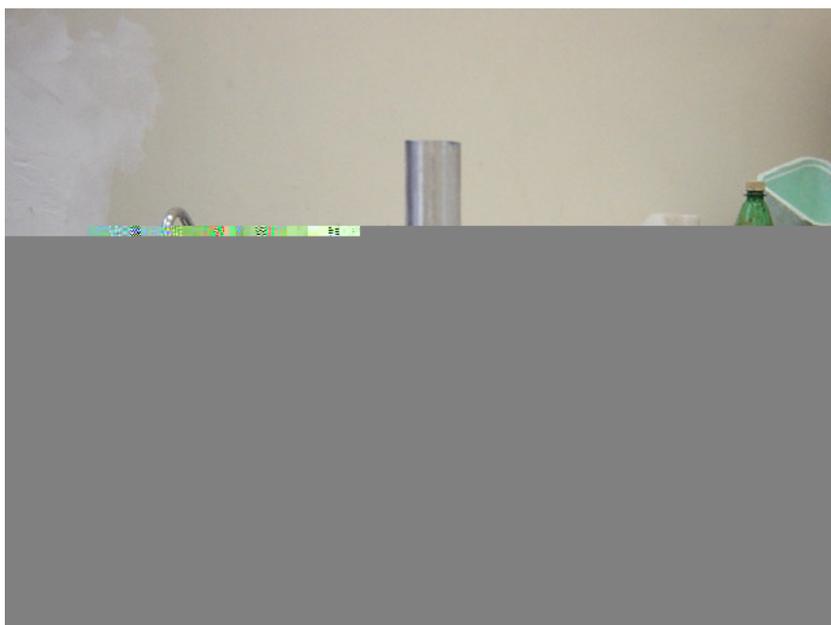


Figura 1- Haste de alumínio designada para servir de molde o sulco no cimento ósseo – São Paulo - 2006



Figura 2- Visão da haste de alumínio sobre a superfície plana – São Paulo – 2006



Figura 3- Visão da haste sob a superfície plana envolvidas pelo tubo de PVC – São Paulo - 2006



Figura 4- Visão do tubo de PVC albergando a haste de alumínio – São Paulo - 2006

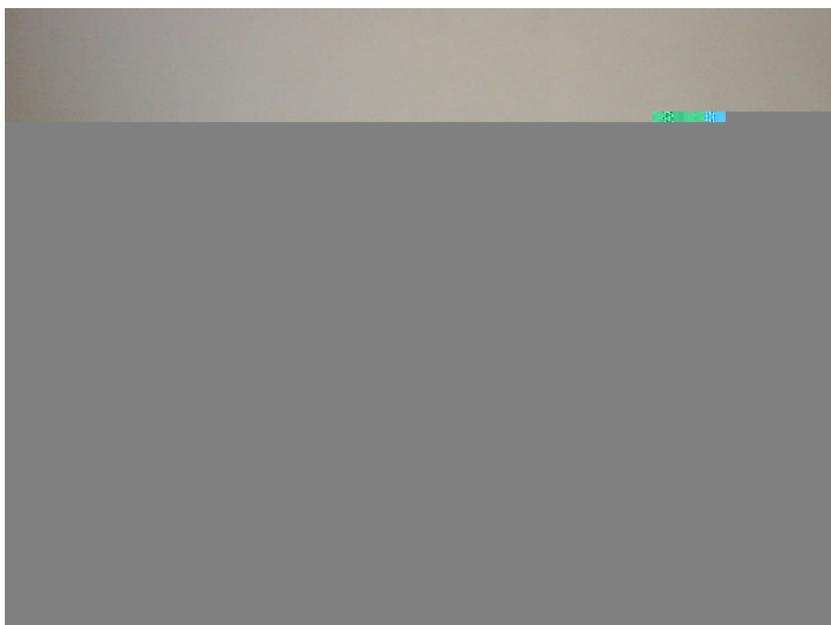


Figura 5- Processo de cimentação dos fêmures dentro do tubo de PVC –São Paulo-2006



Figura 6- Visualização do sulco proporcionado pela haste de alumínio – São Paulo - 2006



Figura 7- Visão geral do modelo biomecânico de joelho – São Paulo - 2006



Figura 8- Coaptação do modelo biomecânico de joelho ao sulco de cimento ósseo – São Paulo – 2006

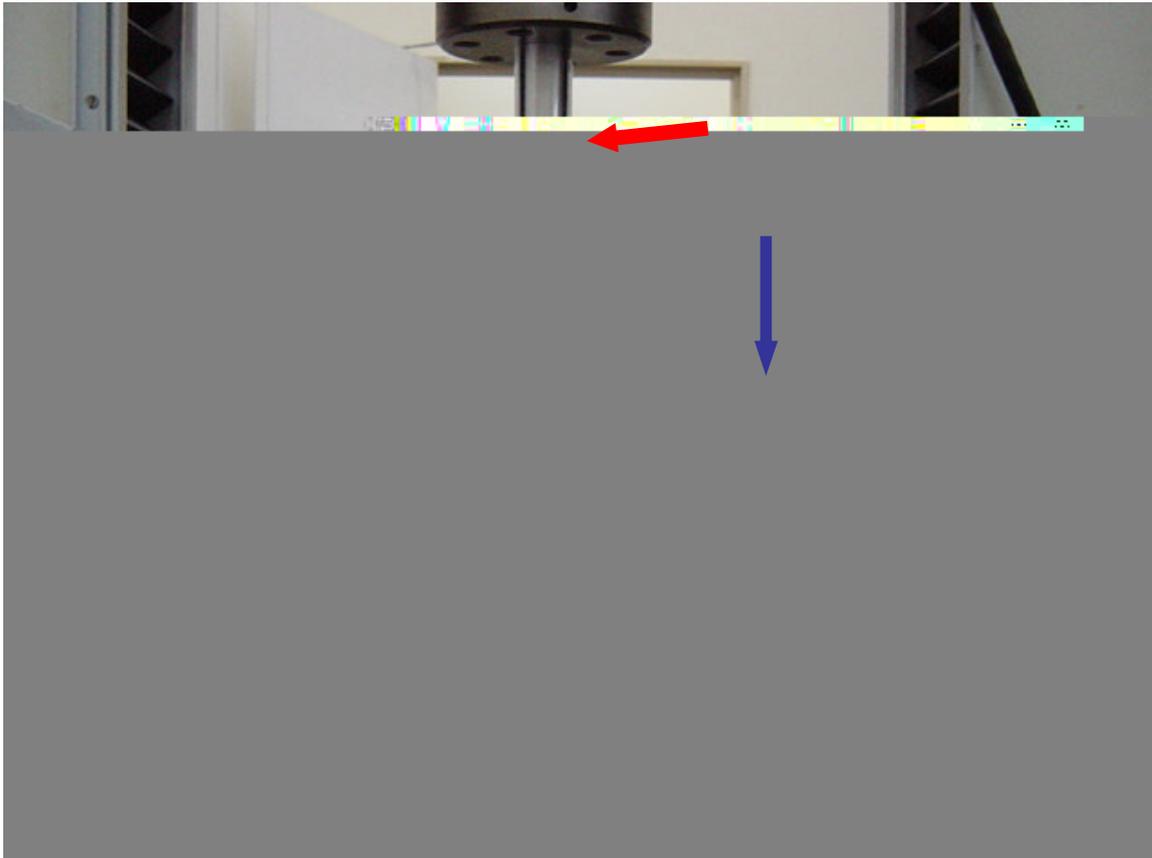


Figura 9- Visão geral do conjunto coaptado a máquina Kratos – São Paulo – 2006

Notar a presença de substituto do acetábulo em alumínio (seta vermelha) acoplado a parte superior da máquina e a presença de um sistema de filmagem (seta azul) em tempo real do ensaio.

Foram fixadas, com morsa, o modelo biomecânico de joelho, e foi impressa força axial no acetábulo de alumínio na velocidade de 1 mm por segundo, até ocorrer a deformação desejada.

Os resultados foram expressos em forma de gráficos em tempo real, coletados por computador, onde se vê os parâmetros gráficos, da força (N) em função de

deslocamento/deformação em milímetros. E como adjuvante da compreensão do estudo, todos os ensaios foram filmados em tempo real, fazendo um paralelo da compressão com a visualização digital do gráfico de cada conjunto estudado.

4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos no estudo compressivo foram analisados através da média e desvio padrão.

Foi utilizado o teste *t de Student*, visto que as variáveis força máxima, deslocamento máximo, força no limite de proporcionalidade, deslocamento no limite de proporcionalidade, rigidez e força em 3mm possuem distribuição normal ou aproximadamente normal. O valor de *t*, para o nível de significância de 5% e com *n-1* graus de liberdade foi determinado. Para tal análise adotou-se o seguinte modelo estatístico:

$$t = \frac{\mu_2 - \mu_1}{\sqrt{s^2(1/n_1 + 1/n_2)}}$$

em que:

t = valor de *t*;

μ_1 = média grupo 1;

μ_2 = média grupo 2;

s^2 = variância ponderada;

n_1 = número de elementos grupo 1;

n_2 = número de elementos grupo 2

5 RESULTADOS

Os resultados foram divididos em duas partes: resultados radiográficos e avaliação dos testes de compressão, como serão descritos a seguir:

5.1 RESULTADOS RADIOGRÁFICOS

Após a osteossíntese, os fêmures que albergam os parafusos convencionais (Figura 10) foram submetidos ao exame radiográfico a fim de visualizar a posição dos parafusos e as distâncias dos mesmos em relação a cortical superior da cabeça femoral e inferior do colo femoral.



Figura 10- Modelo radiográfico da osteossíntese com parafusos ósseos convencionais em colo femoral – São Paulo - 2006

Após a osteossíntese, os fêmures que albergam os parafusos canulados (Figura 11) foram submetidos ao exame radiográfico a fim de visualizar a posição dos parafusos e as distâncias dos mesmos em relação a cortical superior da cabeça femoral e inferior do colo femoral.



Figura 11- Modelo radiográfico da osteossíntese com parafusos canulados em colo femoral – São Paulo - 2006

5.2 RESULTADOS DOS TESTES DE COMPRESSÃO

Para melhor compreensão dos resultados é importante que se conheça algumas particularidades físicas do estudo.

Foi observado no estudo de todos os conjuntos, força máxima (F_{max}), deslocamento máximo ($D_{máx}$), força dentro do limite de proporcionalidade (F_{lp}), deslocamento dentro do limite de proporcionalidade (D_{lp}) e F_3 , que corresponde a força aplicada no conjunto no momento em que esse sofreu um deslocamento de 3 mm.

A força máxima e o deslocamento máximo correspondem ao ponto crítico da compressão, onde a partir desse ponto, o estudo é considerado destrutivo. A rigidez do conjunto implante osso, é a razão entre a força e o deslocamento dentro dos limites de proporcionalidade. No gráfico este fenômeno se expressa como uma reta. Do ponto de vista físico, corresponde a deformação elástica do conjunto implante e osso, ou seja, se o estudo terminasse neste momento o conjunto voltaria à forma original.

A seguir serão relatados os resultados individuais dos testes de compressão:

Fêmur 1- parafuso canulado

No estudo realizado no fêmur 1, observou-se como resultados a força máxima 1276,23 Newton (N) em deslocamento máximo de 3,74 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 702,17 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 302,27 com um deslocamento de 0,57 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 12).

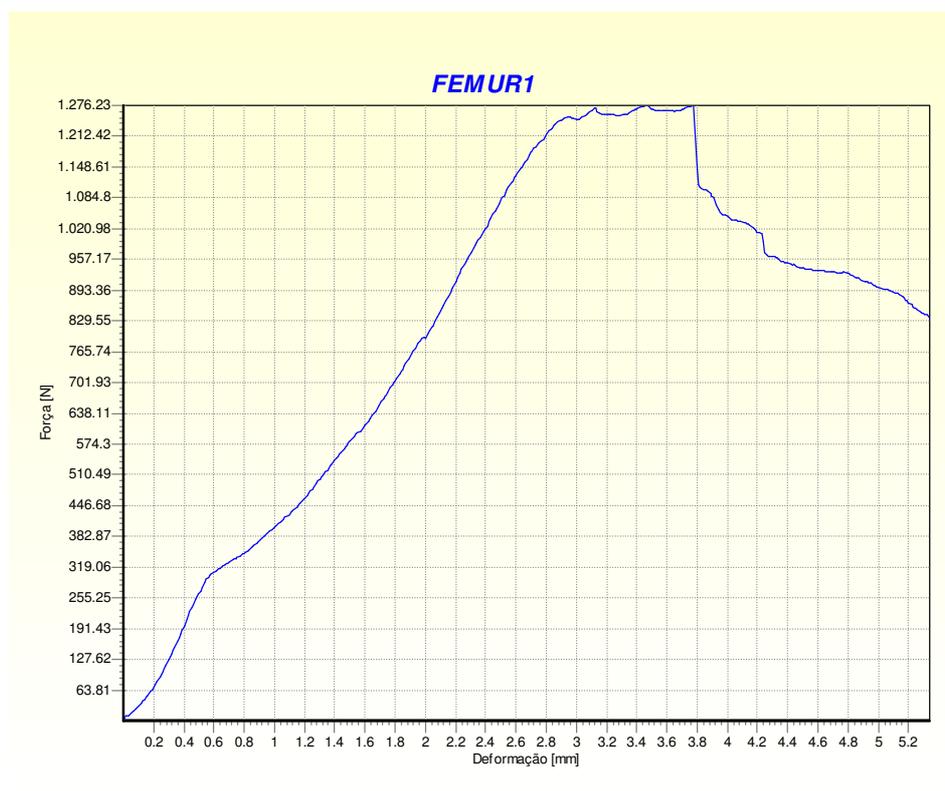


Figura 12- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 1

Fêmur 2: parafuso canulado.

No estudo realizado no fêmur 2, observou-se como resultados a força máxima 263,52 Newton (N) em deslocamento máximo de 3,96 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 217, 14 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 102,88 com deslocamento de 1.04 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura13).

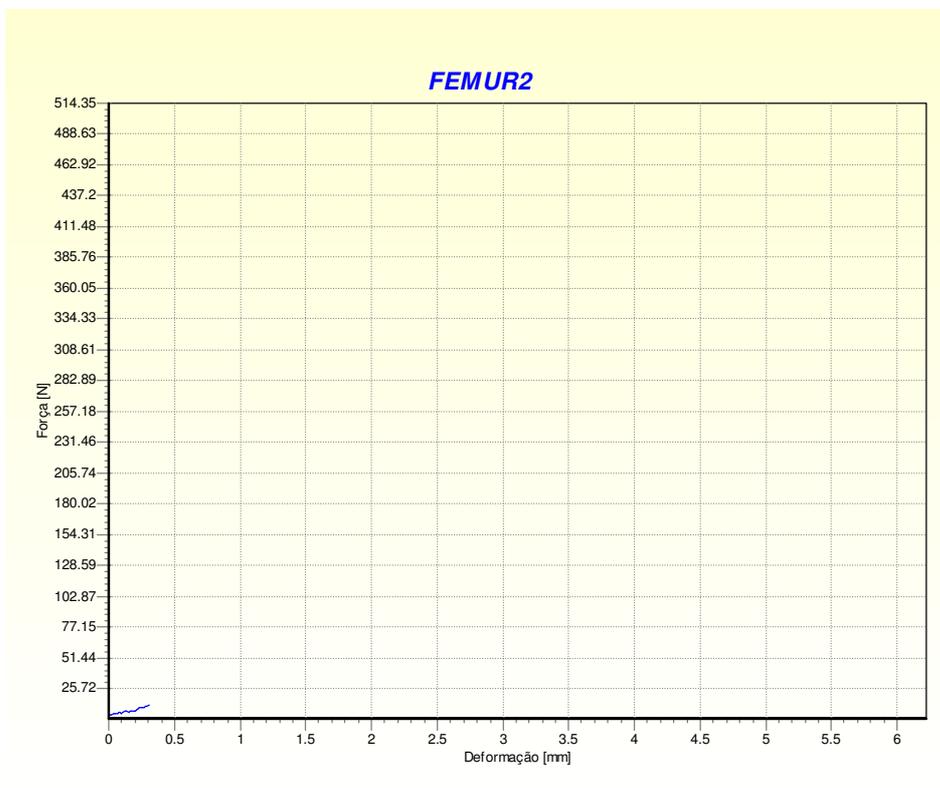


Figura 13- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro fêmur 2

Fêmur 3: parafuso normal

No estudo realizado no fêmur 3, observou-se como resultados a força máxima 692,86 Newton (N) em deslocamento máximo de 3,24 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 544,04 N/m

Fêmur 4: parafuso normal

No ensaio mecânico do fêmur 4, não foi possível mensurar os dados gráficos pela presença de fratura abrupta na diáfise quando o conjunto começou a sofrer a compressão axial.

Fêmur 5: parafuso canulado

No estudo realizado no fêmur 5, observou-se como resultados a força máxima 828,88 Newton (N) em deslocamento máximo de 4,16 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 303,85 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 303,42 com deslocamento de 1.04 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 15).

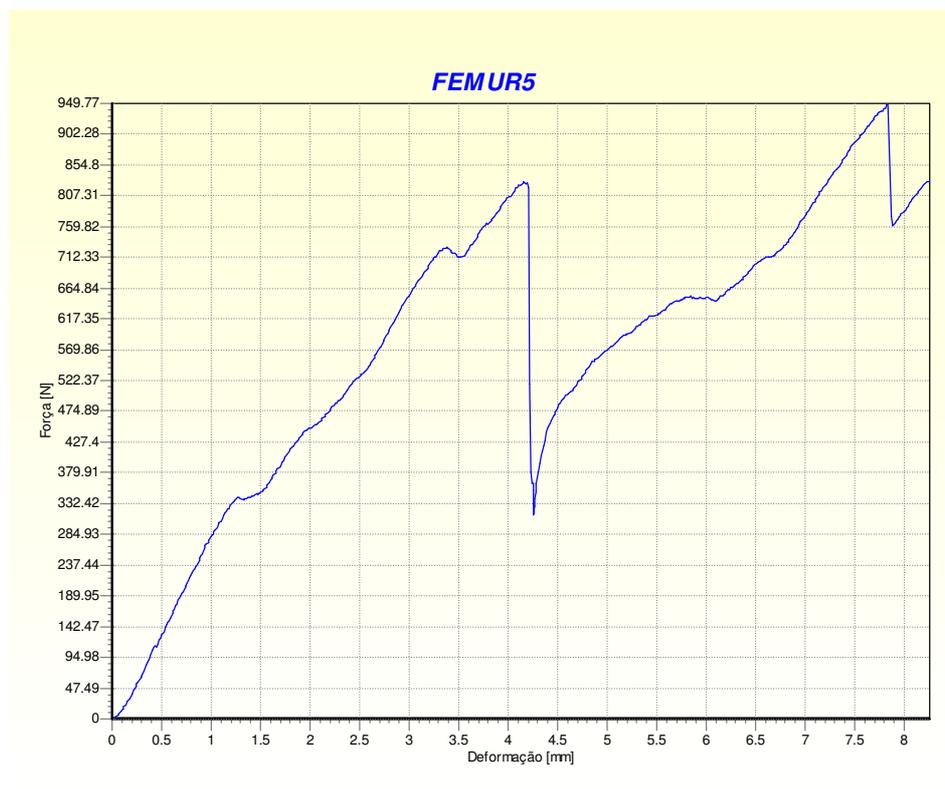


Figura 15- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro fêmur 5

Fêmur 6: Parafuso Normal

No estudo realizado no fêmur 6, observou-se como resultados a força máxima 275,30 Newton (N) em deslocamento máximo de 5,67 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 407,51 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 149,15 com deslocamento de 0,46 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 16).

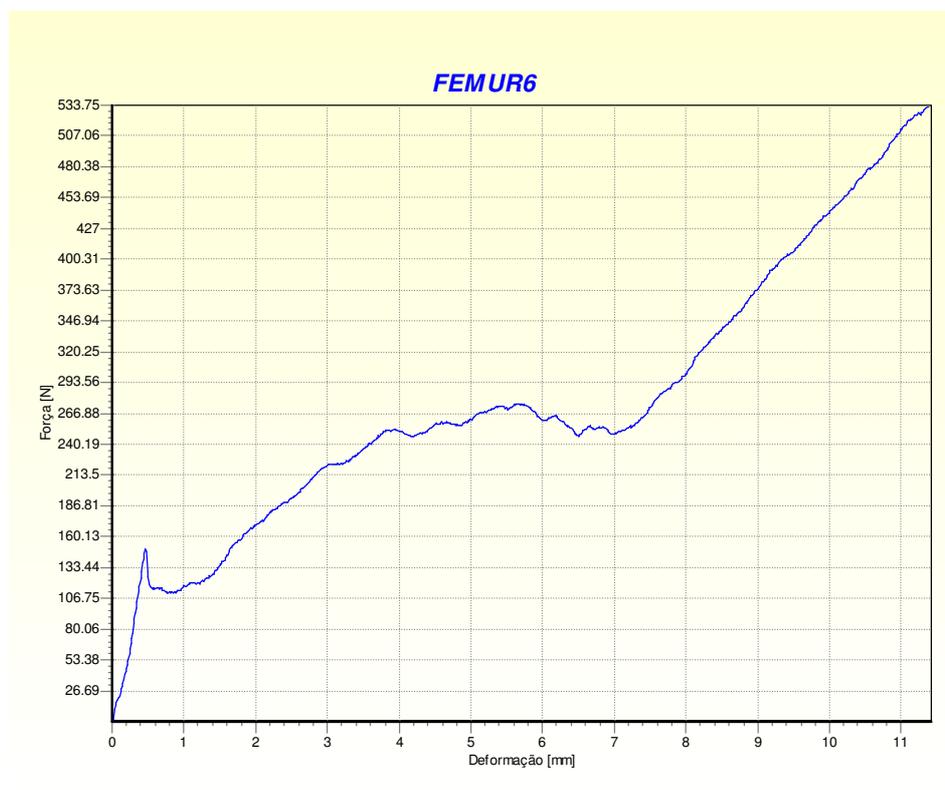


Figura 16- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 6

Fêmur 7: Parafuso Canulado

No estudo realizado no fêmur 7, observou-se como resultados a força máxima 1341,37 Newton (N) em deslocamento máximo de 5,11 milímetros (mm). Optou-se por cessar o estudo, a partir desse ponto, por se considerar destrutivo. A rigidez do conjunto implante osso, é a razão entre a força máxima e o deslocamento máximo. A rigidez do conjunto foi de 757,56 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 475,56 com deslocamento de 1,61 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 17).

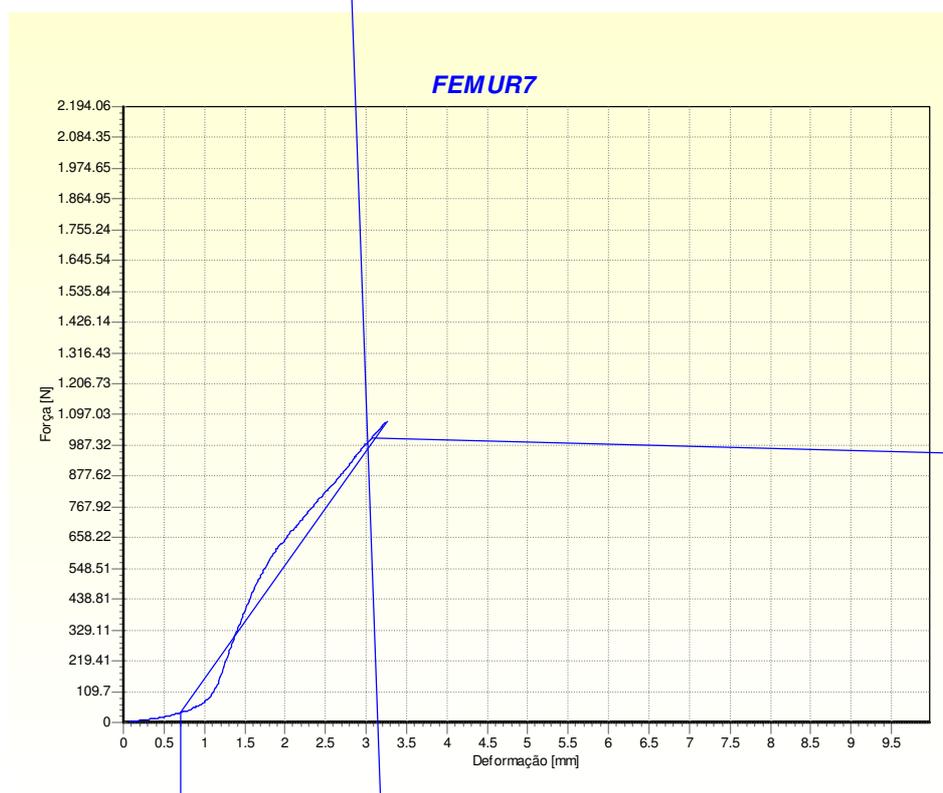


Figura 17- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 7

Fêmur 8: parafuso Canulado

No estudo realizado no fêmur 8, observou-se como resultados a força máxima 1031,29 Newton (N) em deslocamento máximo de 5,92 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 273,93 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 743,24 com deslocamento de 3,93 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 18).

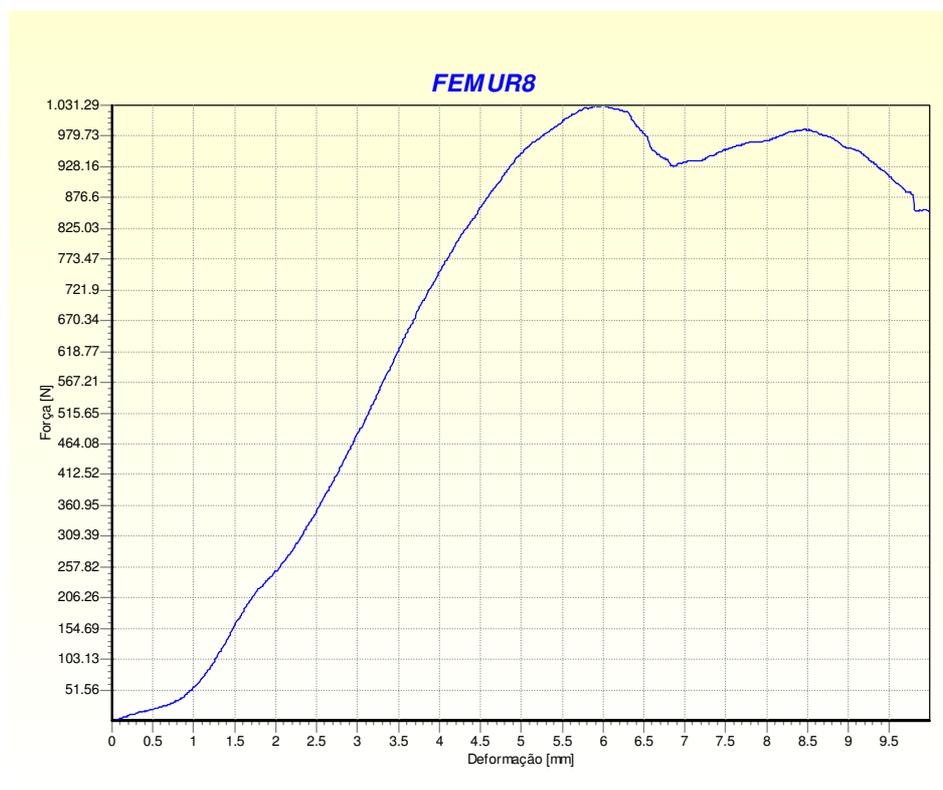


Figura 18- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 8

Fêmur 9: Parafuso Normal

No estudo realizado no fêmur 9, observou-se como resultados a força máxima 216,54 Newton (N) em deslocamento máximo de 1,09 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 294,76 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 164,19 com deslocamento de 0,54 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 19).

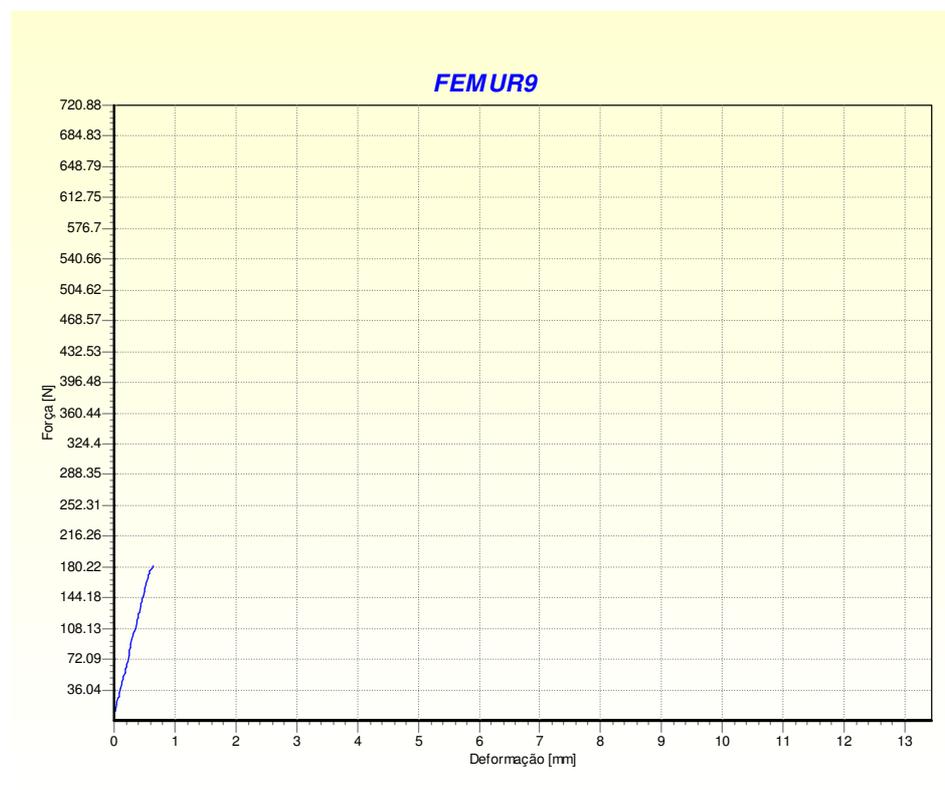


Figura 19- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 9

Fêmur 10: Parafuso Canulado

No estudo realizado no fêmur 10, observou-se como resultados a força máxima 999,68 Newton (N) em deslocamento máximo de 4,38 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 627,89 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 534,09 com deslocamento de 0,99 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 20).

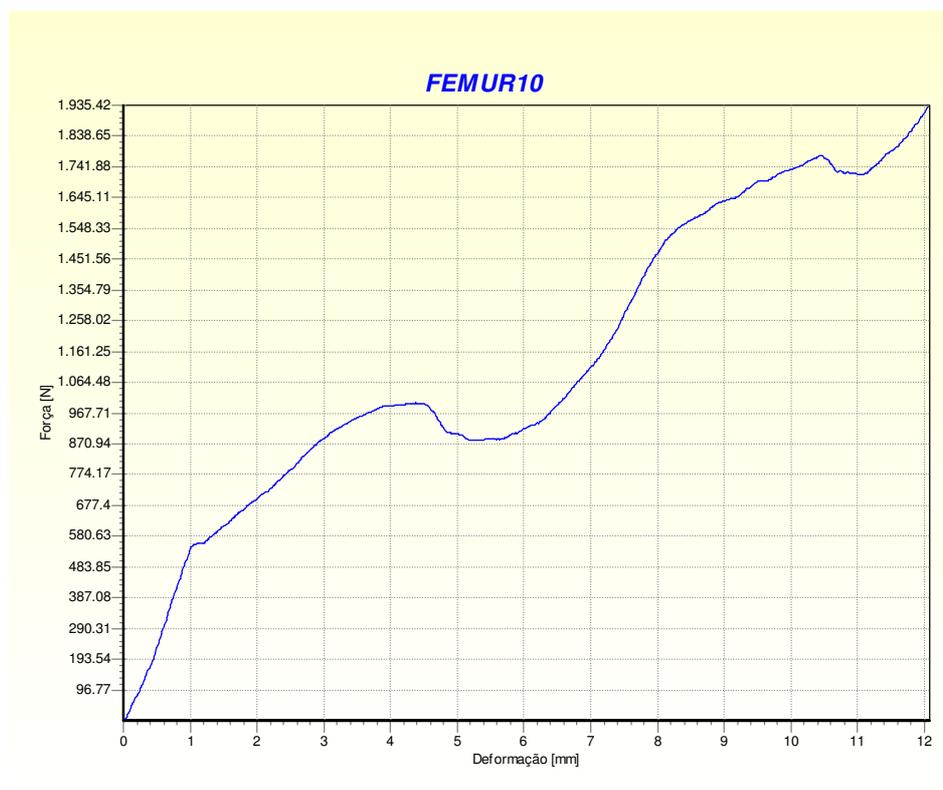


Figura 20- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 10

Fêmur 11: Parafuso Normal

No estudo realizado no fêmur 11, observou-se como resultados a força máxima 1050,59 Newton (N) em deslocamento máximo de 9,49 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 392,56 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 200,00 com deslocamento de 0,16 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 21).

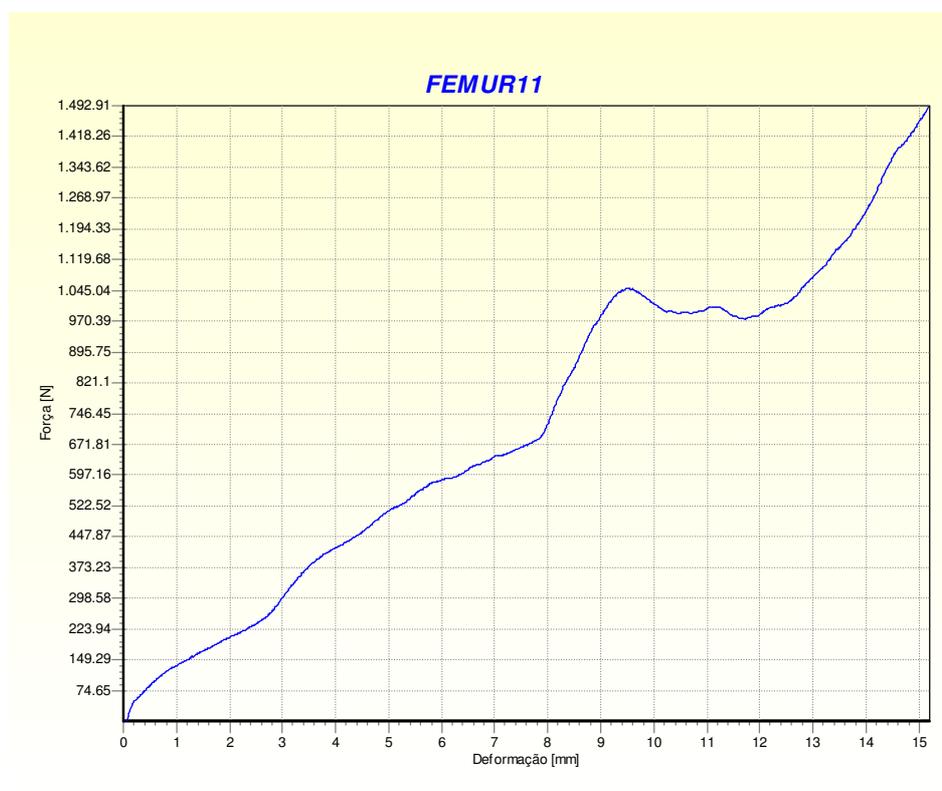


Figura 21- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 11

Fêmur 12: Parafuso Normal

No estudo realizado no fêmur 12, observou-se como resultados a força máxima 1599,09 Newton (N) em deslocamento máximo de 8,21 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 432,06 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 40,19 com deslocamento de 1,06 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 22).

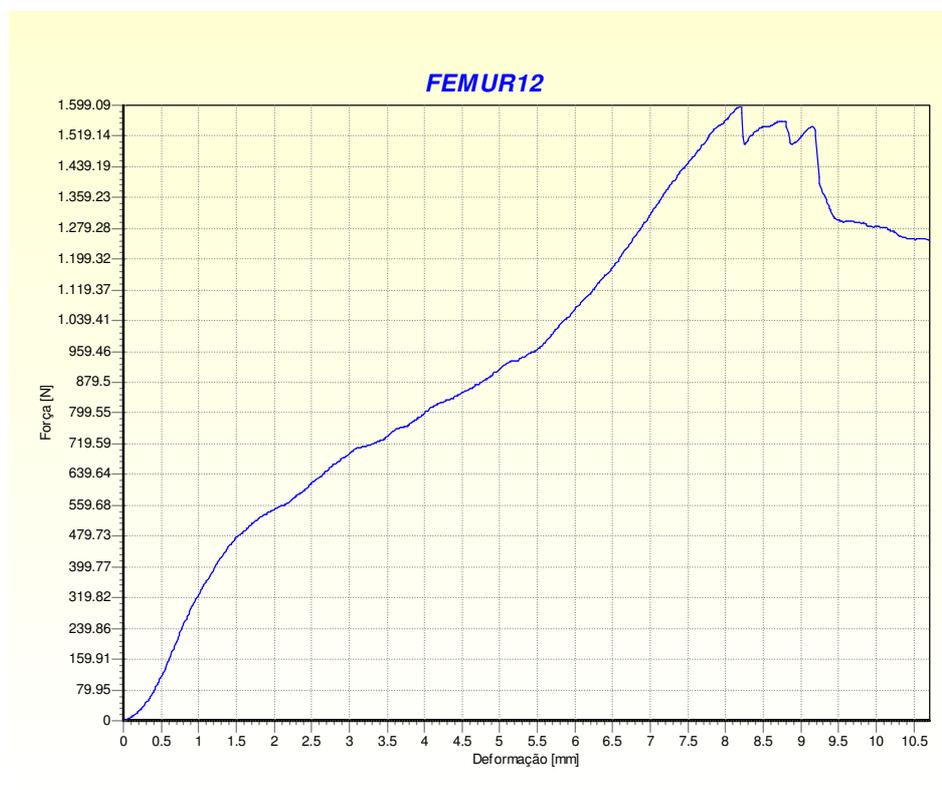


Figura 22- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 12

Fêmur 13: parafuso normal

No estudo realizado no fêmur 13, observou-se como resultados a força máxima 959,06 Newton (N) em deslocamento máximo de 6,29 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 358,10 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 615,94 com deslocamento de 2,21 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 23).

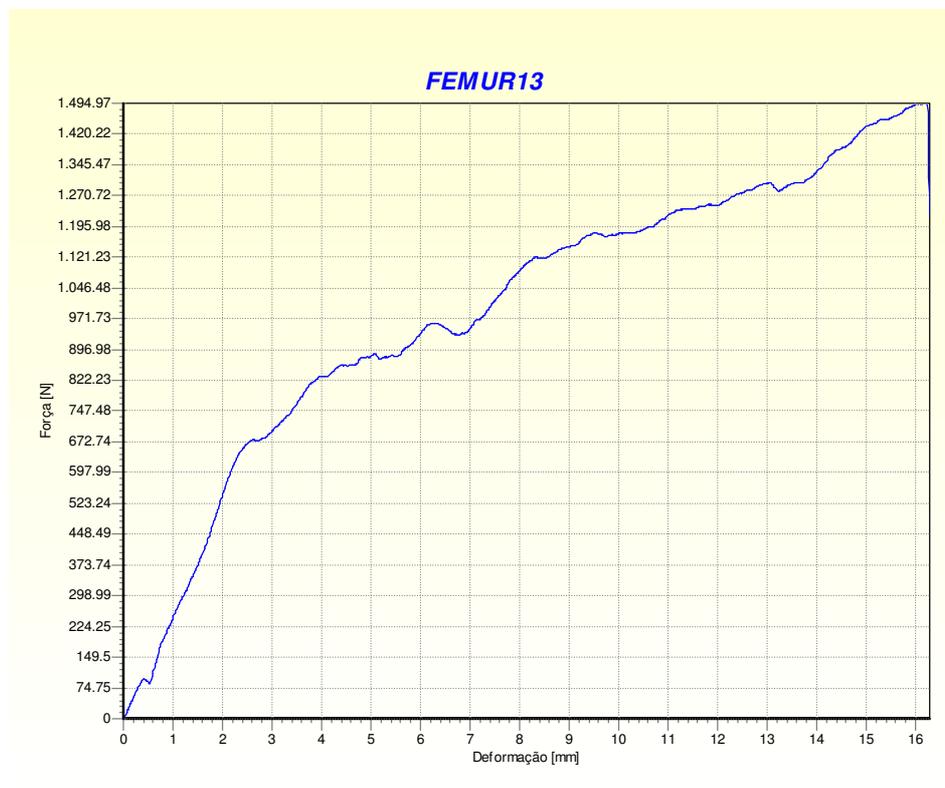


Figura 23- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 13

Fêmur 14 parafuso normal

No estudo realizado no fêmur 14, observou-se como resultados a força máxima 1704,18 Newton (N) em deslocamento máximo de 7,18 milímetros (mm). A rigidez do conjunto foi de 386,48 N/mm. A força no limite de proporcionalidade foi de 325,21 com deslocamento de 1,26 mm. Esses dados no gráfico correspondem ao ponto de perda da ascendência da curva de forma linear (Figura 24).

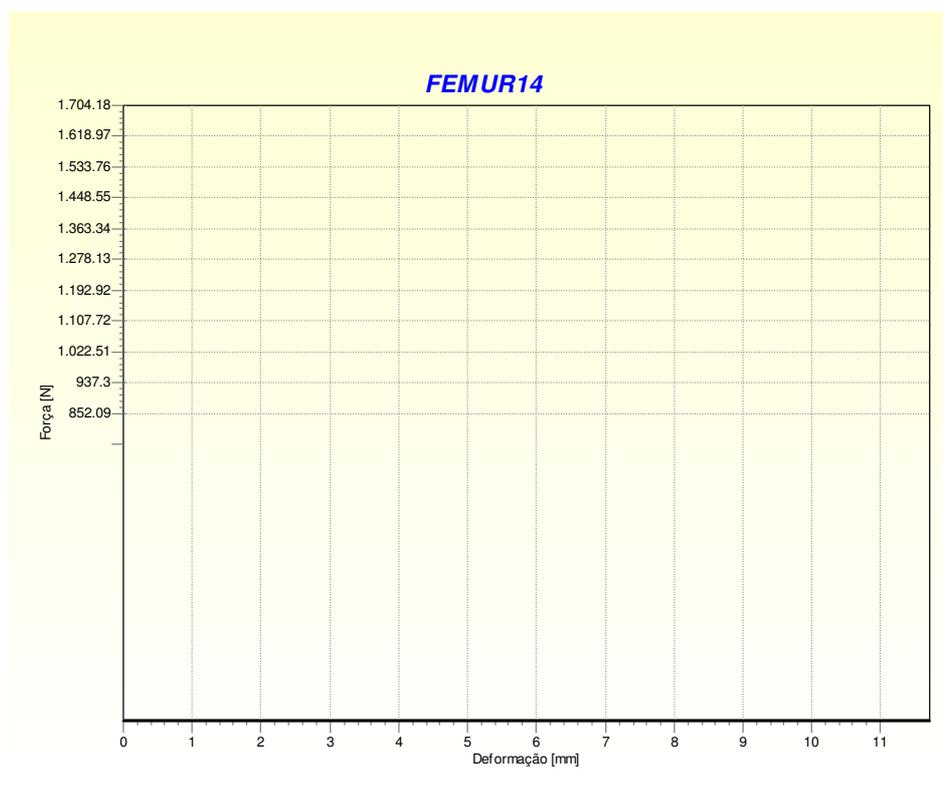


Figura 24- Gráfico da força em Newton x deslocamento em milímetro no fêmur 14

A tabela 1 apresenta os valores gerais encontrados pelo estudo compressivo nos 14 ensaios biomecânicos realizados pela Máquina Kratos 5002.

Tabela 1- Resultados gerais dos estudos compressivos nos parafusos canulados e normais.

| | | N | Mm | N | mm | N/mm | Força em 3 mm |
|----|-----------|---------------|-------------|---------------|-------------|---------------|------------------|
| N | parafuso | Fmax | Dmax | Flp | Dlp | Rigidez | F3 |
| 1 | C | 1276,23 | 3,47 | 302,27 | 0,57 | 702,17 | 1246,58 |
| 2 | C | 263,52 | 3,96 | 102,88 | 1,04 | 217,14 | 211,56 |
| 5 | C | 828,88 | 4,16 | 303,42 | 1,08 | 303,85 | 653,15 |
| 7 | C | 1341,37 | 5,11 | 475,56 | 1,61 | 757,50 | 993,26 |
| 8 | C | 1031,29 | 5,92 | 734,24 | 3,93 | 273,93 | 480,63 |
| 10 | C | 999,68 | 4,38 | 534,09 | 0,99 | 627,89 | 885,74 |
| | M | 956,83 | 4,50 | 408,74 | 1,54 | 480,41 | 745,15 |
| | DP | 388,41 | 0,88 | 220,05 | 1,22 | 241,17 | 373,07 |

| N | Parafuso | Fmax | Dmax | Flp | Dlp | Rigidez | F3 |
|----|-----------|---------------|-------------|---------------|-------------|---------------|---------------|
| 3 | N | 692,86 | 3,24 | 473,93 | 1,54 | 544,04 | 688,79 |
| 6 | N | 275,30 | 5,67 | 149,15 | 0,46 | 407,51 | 221,47 |
| 9 | N | 216,54 | 1,09 | 164,19 | 0,54 | 294,76 | 274,83 |
| 11 | N | 1050,59 | 9,49 | 200,00 | 0,16 | 392,56 | 299,06 |
| 12 | N | 1599,09 | 8,21 | 40,19 | 1,06 | 432,06 | 692,52 |
| 13 | N | 959,06 | 6,29 | 615,94 | 2,21 | 358,10 | 697,46 |
| 14 | N | 1704,18 | 7,18 | 325,21 | 1,26 | 386,48 | 507,74 |
| | M | 928,23 | 5,88 | 281,23 | 1,03 | 402,21 | 483,12 |
| | DP | 585,42 | 2,89 | 202,87 | 0,71 | 76,23 | 215,41 |

Legenda:

N: Newton; mm: milímetros; Fmax: força máxima; Dmax: deslocamento máximo, Flp: força no limite de proporcionalidade; Dlp: deslocamento no limite de proporcionalidade; Parafuso C: parafuso canulado; Parafuso N: parafuso normal; F3: força no deslocamento de 3 milímetros

A tabela 2 apresenta os valores gerais relacionando força máxima com distância da colocação dos parafusos, em relação as corticais ósseas superior e inferior da cabeça e colo femorais.

Tabela 2- Resultados relacionando força máxima com distancia da colocação dos parafusos, em relação as corticais ósseas superior e inferior da cabeça e colo femorais.

| | | N | mm | mm |
|----|----------|-----------|------------|------------|
| n | parafuso | Fmáx | DCinferior | DCsuperior |
| 1 | C | 1276,23 | 1 | 3 |
| 2 | C | 263,52 | 1 | 7 |
| 5 | C | 828,88 | 3 | 5 |
| 7 | C | 1341,37 | 1 | 1 |
| 8 | C | 1031,29 | 2 | 3 |
| 10 | C | 999,68 | 2 | 4 |
| | | M | | |
| | | DP | | |
| n | parafuso | Fmáx | DCinferior | DCsuperior |
| 3 | N | 692,86 | 2 | 4 |
| 6 | N | 275,30 | 3 | 8 |
| 9 | N | 216,54 | 6 | 2 |
| 11 | N | 1050,59 | 2 | 3 |
| 12 | N | 1599,09 | 1 | 1 |
| 13 | N | 959,06 | 3 | 3 |
| 14 | N | 1704,18 | 1 | 1 |
| | | M | | |
| | | DP | | |

Legenda:

Fmax: força máxima; Parafuso C: parafuso canulado; Parafuso N: parafuso normal; N: Newton; mm: milímetros; DC superior: distância do parafuso a cortical superior da cabeça femoral; DC inferior: distância do parafuso a cortical inferior da cabeça e colo femoral.

Os resultados obtidos na mensuração da força máxima estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3 - Medidas em Newton da força máxima dos ensaios realizados em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo-2006.

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|-----|--------|-------|--------|
| Fmax | CANULADO | 957 | 388 | 264 | 1015 | 1341 |
| Fmax | NORMAL | 928 | 585 | 217 | 959 | 1704 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 0,11. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos (Figura 25).

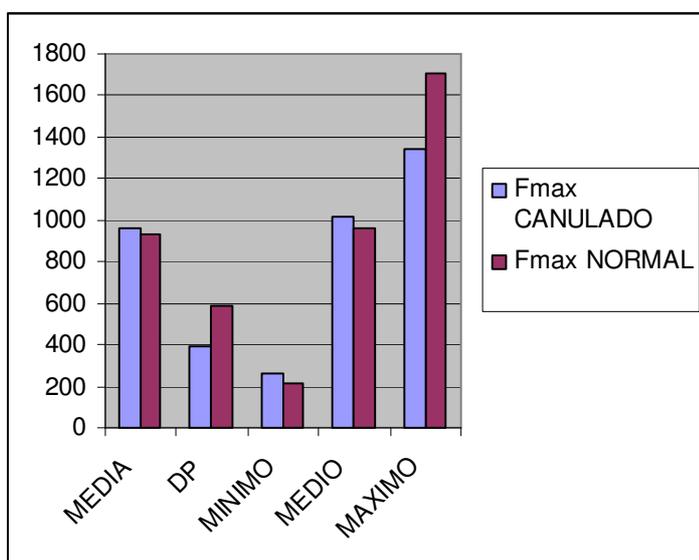


Figura 25 - Gráfico das forças máximas em Newton dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paulo - 2006

Os valores obtidos na mensuração do deslocamento máximo estão apresentados na tabela 4.

Tabela 4 - Medidas em milímetros de deslocamento máximo dos ensaios realizados em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo- 2006

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|------|--------|-------|--------|
| DMAX | CANULADO | 4,5 | 0,88 | 3,47 | 4,27 | 5,92 |
| DMAX | NORMAL | 5,88 | 2,89 | 1,09 | 6,29 | 9,49 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 1,13. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos (Figura 26).

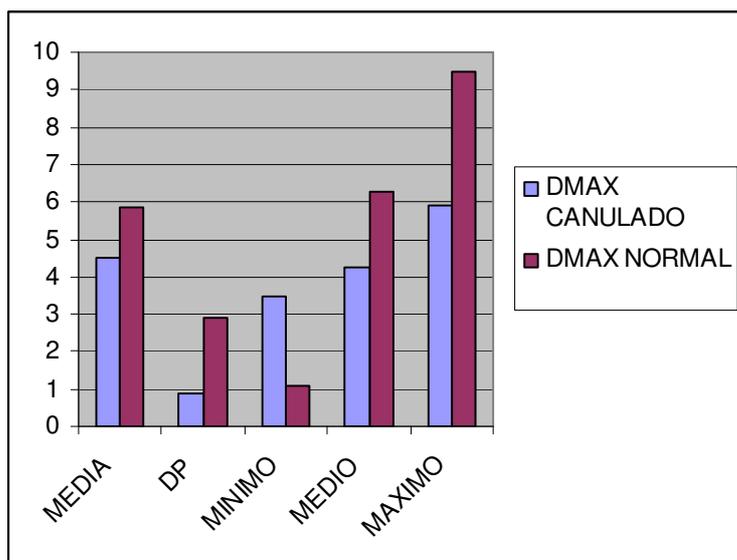


Figura 26 - Gráfico dos deslocamentos máximo em milímetros dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paulo – 2006

Os valores obtidos na mensuração da força no limite de proporcionalidade estão apresentados na tabela 5.

Tabela 5 - Medidas em Newton das forças no limite de proporcionalidade dos ensaios realizados em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo- 2006

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|-------|--------|-------|--------|
| FLP | CANULADO | 408,7 | 220 | 102,9 | 389,5 | 734,2 |
| FLP | NORMAL | 281,2 | 202,9 | 40,2 | 200 | 615,9 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 1,10. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos (Figura 27).

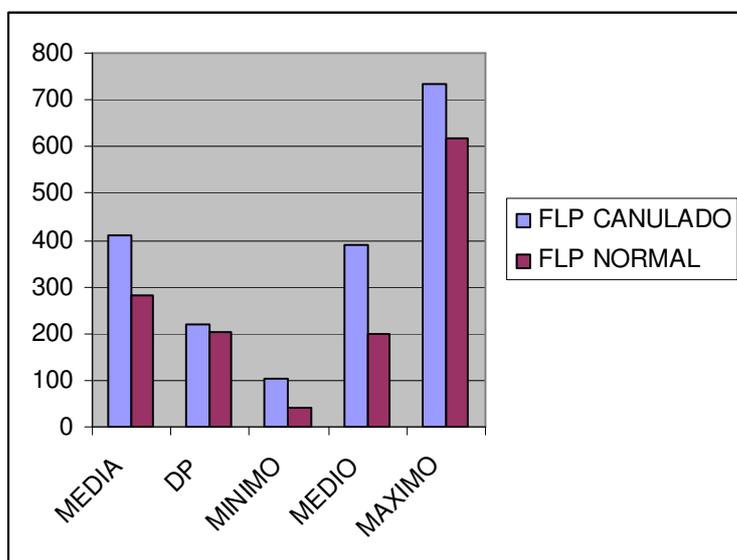


Figura 27 - Gráfico das forças no limite de proporcionalidade em Newton dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paul – 2006

Os valores obtidos na mensuração do deslocamento no limite de proporcionalidade estão apresentados na tabela 6.

Tabela 6 - Medidas em milímetro de deslocamento no limite de proporcionalidade dos ensaios realizados em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo- 2006

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|-------|--------|-------|--------|
| DLP | CANULADO | 1,537 | 1,218 | 0,57 | 1,06 | 3,93 |
| DLP | NORMAL | 1,033 | 0,71 | 0,16 | 1,06 | 2,21 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 0,96. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos (figura 28).

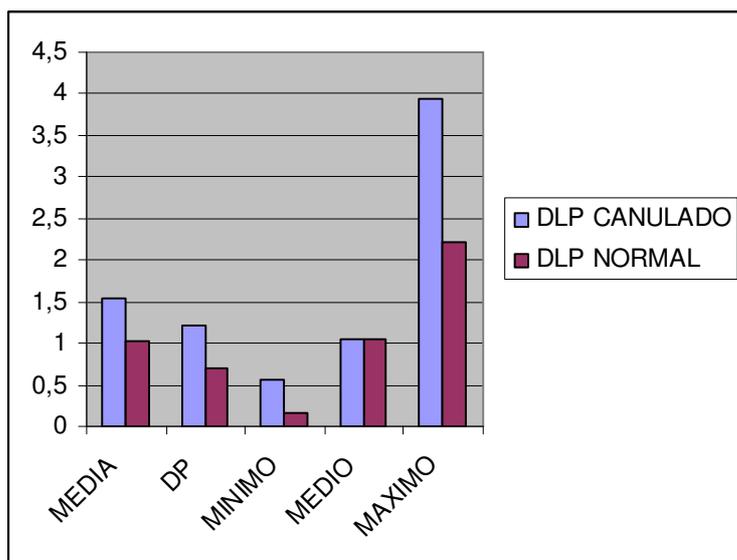


Figura 28 - Gráfico dos deslocamentos no limite de proporcionalidade em milímetro dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paulo – 2006

Os valores obtidos na mensuração da rigidez estão apresentados na tabela 7.

Tabela 7 - Medidas em Newton da rigidez dos ensaios realizado em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo- 2006

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|-------|--------|-------|--------|
| RIGIDEZ | CANULADO | 480,4 | 241,2 | 217,1 | 465,9 | 757,5 |
| RIGIDEZ | NORMAL | 402,2 | 76,2 | 294,8 | 392,6 | 544 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 0,829. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos (Figura 29).

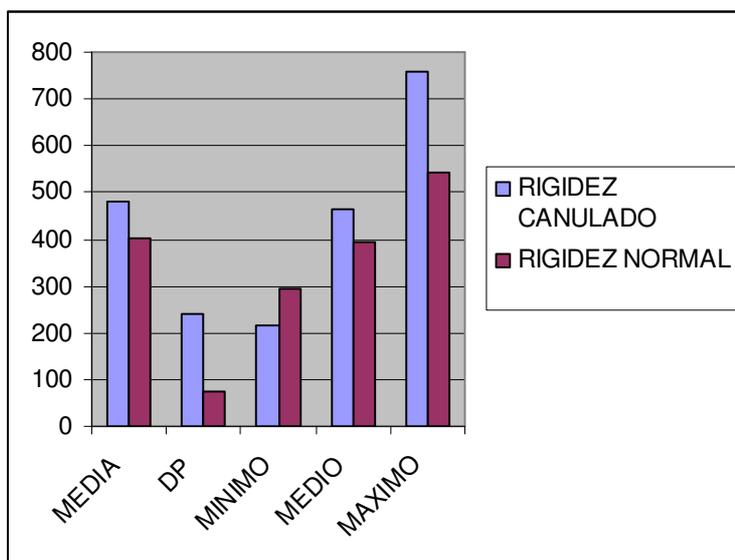


Figura 29 - Gráfico da rigidez em Newton dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paulo – 2006

Os valores obtidos na mensuração da força em 3mm estão apresentados na tabela 8.

Tabela 8 - Medidas em Newton da força em 3 mm de deslocamento dos ensaios realizado em fêmures com parafusos normais e fêmures com parafusos canulados – São Paulo- 2006.

| VARIÁVEL | PARAFUSO | MÉDIA | DP | MÍNIMO | MÉDIO | MÁXIMO |
|----------|----------|-------|-------|--------|-------|--------|
| F3 | CANULADO | 745 | 373 | 212 | 769 | 1247 |
| F3 | NORMAL | 483,1 | 215,4 | 221,5 | 507,7 | 697,5 |

O valor absoluto calculado de “t” para a variável força máxima, foi de 0,30. O que indica “t” é menor que 2,16 com o grau de liberdade igual de 5%, logo, não existe diferença estatística significativa nas médias entre os dois parafusos.

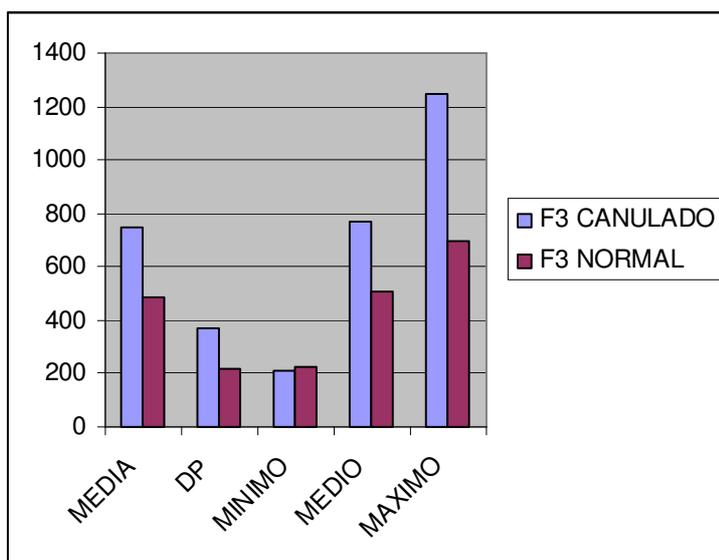


Figura 30 Gráfico em Newton da força em 3 mm de deslocamento dos fêmures com parafusos canulados e dos fêmures com parafusos normais – São Paulo – 2006

6 DISCUSSÃO

Nas intervenções cirúrgicas em fraturas de colo femoral, a redução inadequada das fraturas, a instabilidade e a não união são ocorrências comuns, principalmente pela dificuldade do acesso cirúrgico, da técnica de osteossíntese empregada e, pelas forças que atuam no fêmur proximal (ANDERSON, 1953; MOORE, 1957; MILTON, 1993; OMSTEAD, 1984; NUNAMAKER, 1985; PIERMATTEI, 1998).

O principal fator que ditará o fracasso das osteossínteses em colo femoral é a não união óssea, levando à necrose avascular e reabsorção do colo femoral, fato que pode ser explicado pela utilização de implantes que não proporcionem estabilidade absoluta. O emprego de parafusos ósseos compressivos proporciona osteossíntese rígida com estabilidade absoluta e conseqüente formação de calo ósseo primário (BOYD, 1949; ARMSTRONG, 1980; JARRET; FLEMING; WHITESIDES, 1980; CAVER, 1982; JAMES; HUNTER, 1982; JACOBS; MACCLAIN; RAE, 1983; REGAZZONI, 1985; FRANKEL, 1986; SISK, 1987; NORDIM, 1989; GIBSON, VANNE, PECHMAN, 1991; GOODMAN, 1996).

A escassez de trabalhos que contemplam a utilização de parafusos ósseos canulados, motivou realizar essa investigação que comparou dois tipos diferentes de parafusos com propriedades iguais, ou seja, rígida fixação óssea, porém, com diferentes métodos de implantação e diferente projeto metalúrgico.

Adotaram-se fêmures de cães como modelos de experimentação, dada à facilidade de obtenção dessas peças anatômicas, mormente na Medicina Veterinária de pequenos animais, e também é o modelo de paciente que visamos utilizar os parafusos.

No campo da osteossíntese com o uso de parafusos compressivos, inúmeros trabalhos reportados, mostraram que a técnica e os implantes utilizados em nossa pesquisa são adequados na reparação de fraturas de cabeça e colo femoral (KAUFER, 1980; EVANS, 1981; MACAECHERIN, 1983; STANKEWICH et al., 1996).

Para a fixação de fraturas intracapsulares de colo e cabeça femoral em crianças, corroborando com Pornchai et al. (1997), pode-se utilizar apenas um parafuso canulado no centro da cabeça femoral. Nesse estudo utilizou-se um parafuso de 6.5mm em 6 casos, com excelentes resultados e total fechamento das fises em 12.5 meses. O autor comenta em seu estudo a vantagem de se usar parafusos canulados, pela praticidade de implantação, noção exata da colocação do parafuso pelo pino guia, além de ser menos destrutivo, poupando o osso sofrer orifícios adicionais de implantação, no caso dos parafusos convencionais; ação prejudicial frente às complicações inerentes da pobre vascularização ofertada nessa região do fêmur proximal. Em comparação a presente pesquisa, apesar de não contemplarmos resultados pós-operatórios, por se tratar de estudo biomecânico realizado em peças anatômicas, podemos confirmar a opinião do autor em relação aos parafusos canulados, principalmente pela boa noção da colocação destes na cabeça femoral pelo pino guia.

Problemas de consolidação nas fraturas dessa região estão relacionadas com as particularidades de cada paciente e a problemas de instrumentação pelo tipo de fixação interna. Os parafusos de compressão tem mostrado falhas de fixação de 2% a 21% em fraturas consideradas estáveis e instáveis respectivamente, com redução anatômica (JAMES; HUNTER, 1982).

Podemos relacionar essa grande variação de sucesso constatado pelos autores acima citados, de 2% a 21% com a presente pesquisa, visto a grande variação de valores encontrados nos conjuntos osso/implante dentro do mesmo grupo, ou seja, podemos

observar, por exemplo, força máxima de 216,54 Newton e 1704,18 Newton dentro do grupo que utilizou na sua osteossíntese parafusos canulados; principalmente graças ao posicionamento dos parafusos em relação as corticais superior e inferior da cabeça e colo femorais, aos diferentes assentamentos das cabeças femorais no modelo biomecânico de acetábulo e também pela acomodação proporcionada pelo modelo biomecânico de joelho.

No estudo de Stanchewick et al. (1996), os autores utilizaram fêmures de humanos com fraturas de colo femoral submetidos à osteossíntese com 3 parafusos ósseos de 3.5mm de diâmetro, e levou-se em consideração 4 variáveis mecânicas: densidade óssea, porcentagem de cominuição, distância do momento do braço de alavanca da carga aplicada na superfície da fratura, ou seja, a distância do ponto central da cabeça do fêmur a superfície da fratura e finalmente o ângulo da fratura em relação a diáfise femoral. Ao contrário, em nosso estudo, o ponto mais importante que levou-se em consideração, no que diz respeito as variáveis mecânicas, foi a posição dos parafusos.

Nos modelos experimentais de números 1,7,8,11,12,14 obtivemos maiores valores de força máxima pois os dois parafusos encontravam-se posicionados a menos de 3mm dos pontos de apoio, ou seja, da cortical medial do fêmur ou da superfície superior da cabeça femoral. Na rigidez encontramos diferenças importantes pelos diferentes deslocamentos, fato explicado pelos diferentes assentamentos de cada cabeça femoral no falso acetábulo, uma vez que este acetábulo em alumínio foi o mesmo para todos os ensaios, e também pela acomodação proporcionada pelo modelo biomecânico de joelho.

Cabe ressaltar que a rigidez é a relação entre a força dentro do limite de proporcionalidade e o deslocamento. E o limite de proporcionalidade é expresso no gráfico pela linha reta o que corresponde a atuação apenas de forças elásticas nos conjuntos, onde uma vez que retirado as forças compressivas os mesmos tomam sua posição original.

Nos modelos experimentais 2, 6 e 9 pelo menos um dos parafusos ficou albergado no mínimo a 6mm de distância dos pontos de apoio, porém, observamos um valor de 407,41 Newton de rigidez no ensaio 6, devido ao bom assentamento e acomodação gerados em conjunto pelo acetábulo e pelo modelo biomecânico de joelho.

Ainda nos modelos experimentais 3,5,10 e 13 pelo menos um dos parafusos foi posicionado no mínimo a 4mm de distância de um dos pontos de apoio, gerando forças máximas medianas, em torno de 800 Newton.

O estudo em questão existe limitações que devem ser levadas em conta para discussão dos resultados. A primeira limitação do experimento foi considerar um único método de fixação com dois parafusos compressivos esponjosos. Apesar da utilização de um método de fixação os resultados são confiáveis e desta forma ocorreu a diminuição do número de variáveis a serem consideradas, e pelo fato dos parafusos compressivos serem os mais eficientes implantes utilizados contemporaneamente para tratar fraturas de colo e cabeça femorais em Medicina Veterinária de pequenos animais.

A segunda limitação, foi o esquema de carga aplicada aos conjuntos do estudo, embora objetivou-se mimetizar ao máximo a realidade, não houve a simulação dos músculos adutores e abdutores que atuam nesta região anatômica.

A densidade óssea é amplamente discutida e estudada em trabalhos da medicina humana, pois aplicabilidade desses implantes estão diretamente relacionados ao grau de osteoporose desses pacientes que, excluindo os traumas e crianças obesas, esta moléstia acomete quase que na sua totalidade pacientes geriátricos, fato não tão amplamente estudado na medicina veterinária e no presente estudo, pois a osteoporose é incumun em cães. (ANDERSON; MICKIBBIN, 1943; ANDERSON, 1953; KELSEY; KEIGGI; SOWTHWICK, 1970; OMSTEAD, 1984; WELLIN; GALLONI; GELB, 1984;

NUNAMAKER, 1985; GIBSON; VANNE; PECHMAN, 1991; MILTON, 1993; GOODMAN, JOHNSON, ROBERTSON, 1996; PIERMATTEI, 1998).

Na presente pesquisa, quando os parafusos ósseos foram fixados mais próximo da cortical medial da diáfise dos fêmures e o mais próximo da superfície superior da cabeça femoral a força máxima obteve um maior valor, foi o caso dos fêmures 1,7,8,11,12,14, independente do tipo do parafuso e a recíproca é verdadeira; os fêmures os quais a osteossíntese foi realizada mais distante das cortical medial da diáfise dos fêmures o força máxima foi menor. O que corrobora com a pesquisa de Gurter, Jacobs e Jacobs (1986), os quais descreveram em seu estudo que quando havia falha no implante, o dispositivo propriamente não quebrava, mas o osso sim é que sofria colapso. Fato também observado em todos os conjuntos do nosso estudo, ou seja, nenhum parafuso sofreu deformação ao passo que todos os ossos sofreram colapso. Podemos exemplificar isso em nossa pesquisa de forma singular e incisiva. Foi o caso do ensaio de número 5 o qual observamos queda abrupta no gráfico graças a fratura da cortical medial inferior do fêmur, provando que o osso colapsa antes da perda das características lineares do implante, com exceção aos ensaios considerados destrutivos onde aplicam-se cargas, geralmente cíclicas, até a fadiga da liga metálica.

Outro fator que poderia influenciar na biomecânica da fixação, é a cominuição dos fragmentos (STANKEWICH, 1996), o que não tem significativa influência na presente pesquisa, porque as fraturas foram confeccionadas com serra de Gigle o que não gerou cominuição dos fragmentos.

Ainda no estudo de Stankewich (1996), o autor citou a influência do ângulo da fratura. Quanto mais vertical o ângulo da fratura se apresenta mais rígido seria o conjunto osso/implante, por diminuir a translação da cabeça femoral em relação ao colo, quando

submetido às forças axiais, entretanto, Barnes et al. (1976) não encontrou significância na relação entre ângulo da fratura e a consolidação óssea, possivelmente por outras variáveis atuarem na região. Intuitivamente, quanto mais horizontal a fratura ocorrer, decréscimo da capacidade compressiva do parafuso, com conseqüente decréscimo da força máxima bem como sua rigidez. Não estudamos estas variáveis em nossa pesquisa, pois confeccionamos as fraturas, o que não aconteceu no estudo de Stankewich (1996), pois em seu estudo o autor criava as fraturas com instrumento metálico em forma de pêndulo.

Corroborando com Stankewich (1996), os maiores fatores da diminuição da rigidez é a densidade óssea e a distância braço de momento, ou seja, a distância da linha de fratura ao centro da cabeça femoral bem como a distância do parafuso com a cortical medial da diáfise femoral e superfície superior da cabeça femoral fato observado nos fêmures 2, 6 e 9.

Deneka et al. (1997), comparou em seu estudo o uso de dois implantes para o tratamento de fraturas de colo femoral. Em um grupo de fêmures o autor utilizou o sliding hip screw (SHC), implante dotado de um parafuso canulado acoplado a uma placa com parafusos ósseos corticais. O autor constatou que os SHC apresentaram desempenho superior quando comparado aos parafusos canulados e atribuiu esse aumento de rigidez ao fato da transferência da força de compressão para a cortical óssea que a placa está em contato. Em contraste aos parafusos compressivos, que apenas transferem o momento das forças compressivas ao osso esponjoso abaixo da linha de fratura, fato este repetido no presente trabalho que mostrou a necessidade de se posicionar o parafuso inferior o mais perto possível da cortical medial do fêmur, pois é bem conhecido que a dureza do osso cortical é superior a do osso esponjoso da cabeça femoral, proporcionando maiores níveis de força máxima nos quais os conjuntos foram submetidos nos seus respectivos ensaios.

Na literatura mundial da medicina veterinária de pequenos animais não existem relatos comparando esses dois tipos de parafusos ósseos compressivos - o convencional e os canulados, principalmente na reparação de fraturas de cabeça e colo femoral, ficando os resultados de nossa pesquisa únicos, mas todos os trabalhos da literatura mundial em Medicina Humana são claros em demonstrar a eficiência, a qualidade e a aplicabilidade desse implante tanto em trabalhos que constata a eficiência dos parafusos canulados isoladamente quanto em trabalhos que denotam a eficiência desses parafusos em comparação a outros implantes.

7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos a partir do estudo experimental, de fixação de fraturas de cabeça e colo femoral, permitem admitir que:

1. Não existe diferença na utilização do parafuso convencional ou do parafuso canulado na rigidez dos conjuntos osso – implante.

2. Quanto mais perto os parafusos forem acomodados das corticais superior e inferior da cabeça e colo femorais mais rigidez é conferida ao conjunto osso-implante, independente do tipo de parafuso utilizado.

3. Comparativamente as duas proposições estudadas nessa pesquisa, acredita-se que em reparações de fraturas de cabeça e colo femoral, coloca-se como alternativa de eleição, os parafusos canulados, pela facilidade de aplicação perante os parafusos convencionais bem como as mesmas características biomecânicas.

REFERÊNCIAS

ACKROYD, C. E. Treatment of subcapital femoral fractures fixed with moore's pins: a study of 34 cases followed-up for up to 3 years. **Injury**, v. 5 p. 100-108m, 1974.

ANDERSON, R.; MICKIBBIN, W. B. Intertrochanteric fracture. **Journal Bone and Joint Surgery**. v. 25, p. 153-168, 1943.

ANDERSON, W. D. Method of treatment of fractures of the femoral neck in the dog. **Journal American Medical Association**, v. 122 p. 158-179, 1953.

ARNOLD, W. D. The effect of early weight bearing on the stability of femoral neck fractures treated with Knowles pins. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 66A, p. 847, 1984.

BAGBY, G. W.; WALLACE, G. T. Femoral neck fractures in the elderly treated by multiples pins (Knowles). **Northwest Medical**, v. 70, p. 696-698, 1971.

BOUT, C. A.; CANNEGIETER, D. M.; JUTTMANN, J. W. Percutaneous cannulated screw fixation of femoral neck fractures: the three point principle. **Injury**, v. 28, p. 135-139, 1997.

BOYD, H. B.; GEORGE, L. L. Complications of fracture of the neck of the femur. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 29, p. 13-18, 1947.

CARTER, D. R; SPENGLER, D. M. Biomechanics of Fractures. In: **Sumner-Smith** (ed.). **Bone in clinical orthopaedics**. Philadelphia, W.B. Saunders, 1982, p. 305-334.

CHUNG, S. M. K. The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 58A, p. 961-970, 1976.

CLARCK, D. I.; CROFTS, C. E.; SALEH, M. Femoral neck fracture fixation. Comparison of a sliding screw with lag screws. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 72B, p. 797-780, 1990.

CROCK, H. V. A revision of the anatomy of the arteries supplying the upper end of the human femur. **Journal anatomy**, v. 99, p. 77-88, 1965.

DENEKA, D. A.; SIMONIAN, P. T.; STANKEWICH, C. J.; ECKERT, D.; CHAPMAN, J. R.; DEVAS, M. Stress fractures of femoral neck. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 47B, p. 728-738, 1997

DEYERLE, W. M. Plate and perihel pins in the hip fractures: two plane reduction, total impactation and absolute fixation. **Current Practice Orthopedics Surgery**, v. 3, p. 173-207, 1966.

EVANS, E. M. The treatment of trochanteric fractures of the femur. **Journal Bone and Joint Surgery**. v. 31B, p. 190-203, 1949.

FITZGERALD. Orthopaedic knowledge update 2. **American Academy of Orthopaedic Surgeons**, p. 360, 1987.

FRANKEL, V. H. Biomechanics of the hip joint. **Instructor Course Lecture**, v. 35, p. 3-9, 1986.

FRANKEL, V. H. Mechanical fixation of unstable fractures about the proximal end of the femur. **Bull Hospital of Joint diseases**, v. 24, p. 75-84, 1963.

GIBSON, K. L.; VANNE, R. T.; PECHMAN, R. D. Femoral Capital physeal fractures in dogs: 34 cases (1979-1989). **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v. 198, p. 886-890, 1991.

GOODMAN, W. W.; JOHNSON, J. T.; ROBERTSON JR., W.W. Single screw fixation for acute-on- chronic slipped capital femoral epiphysis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 322, p. 86-90, 1996.

GURTLER, R. A.; JACOBS R. R.; JACOBS, C. R. Biomechanic evaluation of Ender's pins, the Harris nail, and the dynamic hip screw in 121 hip fractures. **Clinical Orthopaedics**. v. 206, p. 109-112, 1986.

HULSE, D. H. Revascularization of femoral capital physeal fractures following surgical fixation. **Journal Veterinary Orthopaedics**, v. 2, p. 50-64, 1981.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biomechanics of fracture fixation failure. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 21, p. 647-667, 1991.

JACOBS, R. R.; MCCLAIN, O.; ARMSTRONG, H. J. Internal fixation of intertrochanteric hip fractures: a clinical and biomechanical study. **Clinical Orthopaedics**. v. 146, p. 62-70, 1980.

JAMES, E. T. R.; HUNTER, G. A. The Treatment of trochanteric fracture - a review article. **Injury** v. 14, p. 421-431, 1982.

JARRET, P. J.; FLEMING, L. L.; WHITESIDES, T. E. The stable internal fixation in peritrochanteric hip fractures. **Instruc Course Lect**, v. 33, p. 203-217, 1984.

JENSON, J. S.; SONNE-HOLM, S.; TONDEVOLD, E. Unstable trochanteric fractures: a comparative analysis of four methods of internal fixation. **Acta Orthopaedics Scand** v. 51, p. 949-962, 1980.

KAUFER, H. Mechanics of the treatment of hip injuries. **Clinical Orthopaedics**. v. 146, p. 53-61, 1980.

KUZMA, A.; SUMNER-SMITH, G.; MILLER, C.; MCLAUGHLIN, R. A technique for repair of femoral capital epiphyseal fractures in the dog. **Journal of Small Animal Practice**, v. 30, p. 444-448.

L'EPLATTEINIER, H. F.; MONTOVAN, P. M. Avulsion Fractures of the Femoral Head: Internal fixation using a ventral approach to the Hip Joint. **Clinical Report**. v. 10, p. 23-26, 1997.

MACEACHERIN, A. G.; HEYSE-MOORE, G. H. Stable intertrochanteric femoral fractures. **Journal Bone and Joint Surgery**. v. 65B, p. 582-583, 1983.

MEYERS, M. H. Trochanteric fracture. In: MEYERS, M.H. Fracture of the Hip. 1. ed, Chicago: Yearbook, 1985, p. 66-73.

MILTON, J. L. Femur Fracture. In: SLATTER, D. Textbook of small animal surgery. 2. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1993, p. 2135-2148.

MIZRAHI, J.; KANTAROVSKI, A.; NAJENSON, T.; SUSAK, K. In vivo biomechanic evaluation of nail plate fixation of femoral neck fracture of rehabilitation patient. **Scand Journal Rehabilitation Medical Supplement**, v. 12, p. 112-116, 1985

MOLLER, B. N.; LUCHT, U.; GRZYMER, F.; BARTHOLDY, N. J. Instability of Trochanteric fracture. **Scand Journal Rehabilitation Medical**, v. 17, p. 39-43, 1985.

MOORE, A. T. The self – locking metal hip prosthesis. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 39 A, p. 811-827, 1957.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. Biomechanics of the musculoskeletal system. 2. ed. Malvern: P.A. Lea & Febiger, 1989. p. 3-27.

NUNAMAKER, D. M.; Fractures and dislocations of the hip joint. In: NEWTON, C. D.; NUNAMAKER, D. M. Textbook of small animal orthopaedics, 1 ed, Lippincott, Philadelphia, p. 403-415, 1985.

OLMSTEAD, M. L. Fractures of the femur. In: BRINKER, W. O.; HOHN, R. B.; PRIEUR, W. D. **Manual of internal fixation in small animal**. Springer-Verlag, New York, 1984, p. 165-175.

PERREN, S. Primary bone healing. In: BOJRAB M. J. (ed.). Pathophysiology in small animal surgery. Philadelphia: Lea & Febiger, 1981, p. 519-527.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L. Fraturas do fêmur e patela. In: BRINKER, P.; F. Manual de ortopedia e tratamento das fraturas dos pequenos animais. 3.ed. São Paulo: Manole, 1998, p. 434-479.

RAE, J. F.; BANZON, M. T.; WEISS, A. B.; RAYHACK, J. Treatment of unstable intertrochanteric fracture with anatomic reduction and compression hip screw fixation, 1983.

RAHN, B. A.; Bone healing: histologic and physiologic concepts. In: SUMNER- SMITH, G. (ed.) Bone in clinical orthopaedics. Philadelphia: W.B. Saunders. 1982.

REGAZZONI, P.; REUD, T.; WINGUEST, R.; ALLGOWER, M. **The dynamic hip screw implant system.** New York: Springer Verlag, 1985, p. 1-51.

SCHATZKER, J.; BARRIGTON, T. W. Fractures of the femoral neck associated with fractures of the same femoral shaft. **Canadian Journal Surgery**, v. 11, p. 297-305, 1968.

SISK, T.D., Fracture of the hip and pelvis In: CRENSHAW A.H. (ed.). **Campbell's operative orthopaedics**, 7th ed. St. Louis, Mosby, 1987.

SMITH-PETERSEN, M. N.; CAVE, E. F.; VAN GORDER G. W. Intracapsular fractures of the neck of the femur. **Arch Surgery**, v. 23, p. 715-759, 1931.

STAMBOUGH, J. L., BALDERSTON, R. A.; BOOTH, R. E.; COHN, J. C. Conversion Total Hip Replacement: a review of 140 over six years follow up. **Journal Arthroplasty**. v. 1 p. 261-269, 1986.

STANKEWICH, C. J.; CHAPMAN, J.; MUTHUSAMY, R.; QUAID, G.; SCHEMITSCH, E.; TENCER, A. F.; CHING, R. P. Relationship of mechanical factors to the strength of proximal femur fractures fixed with cancellous screws. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 10, n.4, p. 248-257, 1996.

TENCER, A. F. Biomechanical comparison of internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures. **Journal Of Orthopaedic Trauma**, v. 11, n.5, p. 337-343, 1997.

TRONZO, R. G. **Surgery of the Hip Joint.** Philadelphia: Lea & Febiger, 1973.

VAN DORTMONT, L. M. C.; DOUW, C. M.; VAN BREUKELEN, A. M. A.; LAURENS, D. R.; MULDER, P. G. H.; WERELDSMA, J.C.J.; VAN VUGT, A. B. Cannulated screws versus hemiarthroplasty for displaced intracapsular femoral neck fractures in demented patients. **Annales Chirurgiae et Gynaecologiae**, v. 89, p. 132-137, 2000.

WELLIN, D. E.; GALLONI, L.; GELB, R. I. Ipsilateral, intertrochanteric and displaced femoral fractures. **Clinical Orthopaedics**, v. 183, p. 71-75, 1984.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)