MARCOS ISHIMOTO DELLA NINA

Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção

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 Medicina Veterinária

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2008

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.2073
FMVZ

Della Nina, Marcos Ishimoto

Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção / Marcos Ishimoto Della Nina . – São Paulo : M. I. Della Nina, 2008.
150 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, 2008.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.
Área de Concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Biomecânica. 2. Prótese. 3. Cães. 4. Fêmur. 5. Torção.
I. Título.

Comissão Bioética

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção", protocolo nº789/2005, utilizando 38 (trinta e oito) cadáveres de cão, 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 "Biomechanical analysis in the use of different cement layers in a new model of modular diaphyseal femoral implant relative to torsion forces", protocol number 789/2005, utilizing 38 (thirty eight) dogs, under the responsibility of Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by Bioethic Commission of the Faculty of Veterinary Medicine and Zootechny of University of São Paulo and was approved "ad referendum", meeting).

São Paulo, 17 de novembro de 2008

Prof. Dr. José Luis Bernardino Merusse
Presidente da Comissão de Bioética
FMVZ/USP

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: DELLA NINA, Marcos Ishimoto

Título: Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção

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 Medicina Veterinária

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Dedicatória

Aos meus pais,
Milton Della Nina e Etuko Della Nina
E meus irmãos **Rafael e Bianca**

pelo apoio incondicional, confiança e amor
que me possibilitaram ser uma pessoa melhor
e usá-los sempre como exemplo
em minha vida pessoal e profissional

À

Tatiana Casimiro Mariani

por estar sempre ao meu lado
me apoiando em todos os momentos
e sempre me protegendo com seu amor e carinho

Aos meus colegas

Vanessa Ferraz, Kelly Cristiane Ito, Leandro Romano e Daniela Izquierdo

que com sua ajuda e companheirismo
me possibilitaram estar sempre me desenvolvendo
e adquirir uma segunda família

Ao Tecnólogo
César Augusto Martins Pereira

que sem sua ajuda,
enorme dedicação e conhecimento
este trabalho não seria possível

Meus eternos agradecimentos

Aos Professores
Marcelo de Campos Pereira,
Silvia Renata Gaido Cortopassi
e
Alexandre Schmaedecke

pela amizade, conselhos
e pelo exemplo constante de ótimos profissionais
e seres humanos maravilhosos

Ao Professor
Cássio Ricardo Auada Ferrigno
pela confiança em meu trabalho
e por me orientar em todos os aspectos
se tornando além de professor um grande e valorizado amigo

Muito obrigado

Agradecimentos

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 Laboratório de análises mecânicas do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo por permitir a realização deste trabalho.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelo apoio e incentivo imprescindível para a realização deste trabalho.

Aos médicos veterinários **Eduardo Rodrigues de Oliveira** e **Cristina Magnabosco**, e a encarregada de setor **Márcia Aparecida Grosso** da divisão técnica do Centro de Controle de Zoonoses da cidade de Guarulhos, São Paulo, pela colaboração neste trabalho.

Aos enfermeiros do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Cledson Lelis dos Santos**, **Jesus dos Anjos Vieira** e **Otávio Rodrigues dos Santos** pela dedicação, empenho e amizade.

As médicas veterinárias do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Viviane Sanches Galeazzi**, **Tatiana Soares da Silva**, **Patrícia Ferreira de Castro**, **Sandra Aparecida Rosner** e **Andressa Gianotti Campos** pela amizade, convivência e ajuda nas horas complicadas de rotina hospitalar.

A médica veterinária **Silvana Maria Unruh** e técnicos **Hugo Idalgo**, **Reginaldo Barboza da Silva**, **Benjamin Ribeiro de Souza** e **Katia Margareth Massonetto** do Serviço de Radiologia do HOVET – FMVZ/USP, pela ajuda irrestrita no desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores **Franklin de Almeida Sterman** e **Ana Carolina Brandão de Campos Fonseca Pinto** por disponibilizarem o Serviço de Radiologia do HOVET – FMVZ/USP para a realização deste trabalho.

Ao professor **Arnaldo Jose Hernandez** pela confiança e apoio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas pós-graduandos, residentes e estagiários do Departamento de Cirurgia pela amizade e companheirismo.

Aos amigos **Sam Goldy Oda**, **Flávio Rocha Alves** e **Camila Piñero Valle** pela colaboração e apoio durante a realização deste trabalho.

Aos secretários do Departamento de Cirurgia, **Belarmino Ney Pereira** e **Alessandra Sousa** pela grande ajuda e disponibilidade constante e imediata.

A equipe da biblioteca da FMVZ/USP, **Elena Tanganini**, **Rosângela Rodrigues Pereira**, **Elza Maria Rosa Faquim**, **Solange Santana**, **Rosa Maria Fischì**, **Maria Fátima dos Santos** e **Fernanda Cesar Ribeiro** pela presteza, convivência e amizade.

A meus grandes amigos **Leonardo Bruno Ribeiro Costa**, **Juliana Turazza**, **Ivan Bergonsini Fernandes**, **Fernando Chucid**, **Eduardo Piber Neto**, **Daniela Chiebao**, **Eduardo Rodrigues de Oliveira**, **Luis Fernando Melo**, **Luis Eduardo Lucarts** e todos os outros que por motivo de espaço físico me impede de citá-los, mas que sabem quem são, meu muito obrigado pela amizade e companheirismo.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.

RESUMO

DELLA NINA, M. I. **Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção.** [Biomechanical analysis in the use of different cement layers in a new model of modular diaphyseal femoral implant relative to torsion forces]. 2008. 150 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

A viabilidade da utilização de próteses modulares cimentadas em diáfises de fêmur em cães foi demonstrada, porém diversos autores relatam a falha de aderência entre as próteses e os ossos como uma das principais complicações. O presente trabalho teve como objetivo investigar biomecanicamente a interface implante metálico, osso e capa de cimento ósseo de com diferentes espessuras de cimento ósseo utilizadas para a estabilização da prótese. Para tanto foram utilizados fêmures bilaterais de 24 cadáveres de cães com peso acima de 15 quilos que foram divididos em quatro grupos, o primeiro grupo composto por oito fêmures utilizou uma espessura de capa de cimento de 1,0 a 1,5 mm, o segundo grupo, composto por oito fêmures, utilizou uma capa de cimento de 2,0 a 2,5 mm e o terceiro grupo, composto por oito fêmures, utilizou uma capa de cimento compreendida entre o intervalo de 3,0 a 3,5 mm de espessura. Os fêmures foram submetidos a ensaios destrutivos de torção onde foram avaliados a rigidez à torção e torque máximo suportado pela interface implante metálico, osso e capa de cimento ósseo. O quarto grupo, denominado de controle, composto pelos fêmures contralaterais íntegros, foram submetidos ao mesmo ensaio de torção que as peças onde foram utilizadas as próteses. Os resultados encontrados foram que nas condições apresentadas neste estudo não foi encontrada diferença biomecânica estatisticamente significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento na faixa de 1 mm e 2,5 mm e entre 2 mm e 3,5 mm. Porém houve diferença quando comparado as faixas de espessura de cimento entre os grupos de 1 mm a 1,5mm e de 3 mm a 3,5 mm.

Palavras-chave: Biomecânica. Prótese. Cães. Fêmur. Torção.

ABSTRACT

DELLA NINA, M. I. **Biomechanical analysis in the use of different cement layers in a new model of modular diaphyseal femoral implant relative to torsion forces.** [Estudo biomecânico do comportamento de diferentes espessuras de capa de cimento ósseo em novo modelo de prótese modular diafisária femoral em cão submetidas a ensaio de torção]. 2008. 150 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

The feasibility of modular cemented prosthesis in the femoral diaphysis was demonstrated in dogs, but several authors report loosening of bone, cement and implant interface as a major complication. The objective of this study was to evaluate the stabilization of the prosthesis using different thicknesses of cement layer. For this study 48 femurs from 24 dogs weighing over 15 kilograms were used. They were separated in four groups, the first group with eight femurs used a cement mantle from 1.0 to 1.5 mm, the second group, with eight femurs, used a cement mantle from 2.0 to 2.5 mm and the third group, with eight femurs, used a cement layer from 3.0 to 3.5 mm. The femurs were submitted to destructive torsion tests where they were evaluated due to the values of torsional rigidity and maximum torque shown by the implant, bone and bone cement interface. In the fourth group were the remaining intact femurs, they were evaluated using the same torsion test used on the other groups. The results were that under the present conditions we found no biomechanical differences relative to torsional rigidity and maximum torque, using cement layers between 1 mm and 2.5 mm and between 2 mm and 3.5 mm. But we found biomechanical differences between groups of 1 mm to 1.5 mm and 3 mm to 3.5 mm.

Key words: Biomechanics. Prosthesis. Dogs. Femur. Torsion.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Imagem fotográfica do exame radiográfico do fêmur com sua respectiva numeração que foi utilizado para a primeira avaliação do estudo	47
Figura 4.2 - Desenho esquemático da prótese modular diafisária com suas respectivas estruturas	50
Figura 4.3 - Imagem fotográfica indicando o segmento proximal femoral após a osteotomia e limpeza e preparação do canal medular para a coaptação da prótese	52
Figura 4.4 - Imagem fotográfica mostrando as próteses assentadas em seus respectivos segmentos ósseos após colocação do cimento no canal medular	53
Figura 4.5 – Imagem fotográfica da máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo 5002 dotada de célula de carga de 981 N (100 kgf) conectada ao computador IBM®-PC através de um sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000	54
Figura 4.6 – Imagem fotográfica do fêmur canino com sua respectiva numeração e marcações para a realização das osteotomias necessárias para a montagem no sistema de cimentação	56
Figura 4.7 – Imagem fotográfica do sistema de cimentação composto por dois copos de PVC de 5 centímetros de altura por 50 milímetros de diâmetro com base de poliuretano e três parafusos inseridos em cada copo, e uma calha de PVC para acoplamento e retificação dos copos de PVC	57
Figura 4.8 – Imagem fotográfica do fêmur após implantação da prótese diafisária inserido no sistema de cimentação após retificação do sistema	59
Figura 4.9 – Imagem fotográfica do fêmur após posicionamento do corpo de prova no sistema da máquina de ensaios de torção, evidenciando os marcadores esféricos com diâmetro de cinco milímetros (um fixado no segmento proximal junto ao 'gap' de 40 milímetros, um marcador preso ao segmento distal próximo ao 'gap' e um fixado em cada módulo da prótese	60

Figura 4.10 – Esquema do ensaio de torção do fêmur, onde:

A - Fêmur

B – Marcadores esféricos

C – Dispositivo mecânico

D – Garra cilíndrica

E – Polia

F – Fio de aço

G – Prótese62

Figura 4.11 – Representação esquemática da imagem capturada pela filmadora63

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção da porção proximal da prótese no ensaio piloto	71
Gráfico 5.2 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção da porção distal da prótese no ensaio piloto	71
Gráfico 5.3 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur contralateral íntegro no ensaio piloto	72
Gráfico 5.4 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados da rigidez à torção encontrados no joelho íntegro. O eixo x do gráfico representa os valores da rigidez, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais	79
Gráfico 5.5 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados do torque encontrados no joelho íntegro. O eixo x do gráfico representa os valores do torque, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais	80
Gráfico 5.6 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados da rigidez à torção encontrada nos joelhos com prótese. O eixo x do gráfico representa os valores da rigidez, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais	80
Gráfico 5.7 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados do torque encontrado nos joelhos com prótese. O eixo x do gráfico representa os valores do torque, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Valores obtidos a partir da análise radiográfica dos fêmures coletados	47
Tabela 4.2 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Rigidez)	65
Tabela 4.3 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Torque)	66
Tabela 4.4 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Rigidez e torque)	66
Tabela 5.1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur submetido ao ensaio piloto	70
Tabela 5.2 - Valores encontrados nos ensaios dos 24 fêmures do grupo controle com seus respectivos números e com identificação de membro direito ou esquerdo com suas respectivas siglas	73
Tabela 5.3 - Descrição das características do tipo, região de início e localização da fratura no fêmur ensaiado do grupo controle	74
Tabela 5.4 - Descrição dos resultados, sem divisão em grupos, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados	75
Tabela 5.5 - Descrição dos resultados do grupo I, com capa de cimento de 1 mm a 1,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados	76
Tabela 5.6 - Descrição dos resultados do grupo II, com capa de cimento de 2 mm a 2,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados	77

Tabela 5.7 - Descrição dos resultados do grupo III, com capa de cimento de 3 mm a 3,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados77

Tabela 5.8 – Valores médios das diferenças de rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) do joelho submetido às próteses em relação aos respectivos joelhos íntegros contralaterais, com média geral, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades dos contrastes não-ortogonais (1x2; 1x3)78

Tabela 5.9 – Valores médios das diferenças de rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) do joelho submetido às próteses em relação aos respectivos joelhos íntegros contralaterais, com média geral, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades dos contrastes não-ortogonais (1x2; 2x3)78

Tabela 5.10 – Valores médios da rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) dos joelhos submetidos às próteses com espessura de 5 mm, com respectivas médias, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades do teste t78

Tabela 5.11 – Resultado de análise de correlação linear de Pearson, que quantifica a força de associação linear entre duas variáveis, mostrando a evidência estatisticamente significativa ao nível de 5% de uma associação positiva entre rigor e torque do joelho com prótese e íntegro79

LISTA DE ABREVIATURAS

CV	coeficiente de variação
D	direito
DP	desvio-padrão
E	esquerdo
F	fêmur
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
HOVET	hospital veterinário
Kgf	kilograma força
m	metro
mm	milímetro
min	minuto
MPa	Mega Pascal
N	newton
P. Alemão	Pastor Alemão
SRD	sem raça definida
USP	Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
°C	graus Celsius
°	graus
=	igual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
2	REVISÃO DE LITERATURA	28
2.1	Sistema esquelético	29
2.2	Biomecânica óssea	30
2.3	Preservação/Armazenamento ósseo	31
2.4	Cimento ósseo	33
2.5	Prótese	36
3	OBJETIVOS	41
3.1	Hipótese	42
3.2	Limitações	42
3.3	Significância clínica	43
4	MATERIAL E MÉTODO	44
4.1	Material biológico	45
4.2	Avaliação radiográfica	46
4.3	Desenho da prótese	49
4.4	Delineamento experimental	50
4.5	Técnica de colocação das próteses diafisárias	51
4.6	Descrição dos ensaios biomecânicos	53
4.6.1	<i>Ensaio piloto</i>	54
4.6.2	<i>Preparação do corpo de prova do fêmur íntegro</i>	55
4.6.3	<i>Preparação do corpo de prova do fêmur com a prótese</i>	58
4.6.4	<i>Ensaio de torção</i>	61
4.6.5	<i>Método videogoniométrico</i>	63
4.6.6	<i>Parâmetros analisados</i>	64
4.7	Procedimentos de avaliação	64
4.8	Análise estatística	65
5	RESULTADOS	67
5.1	Ensaio piloto	68
5.2	Ensaio dos ossos íntegros (Grupo controle)	72
5.3	Ensaio dos ossos com as próteses	75
6	DISCUSSÃO	82

7	CONCLUSÕES	94
	REFERÊNCIAS	96
	APÊNDICE	103

Introdução

1 INTRODUÇÃO

As dificuldades na reparação de fraturas cominutivas com grande perda óssea da diáfise do fêmur e a incidência de tumores ósseos são freqüentes na área de pequenos animais, justificando a pesquisa por novos métodos de estabilização e substituição de grandes fragmentos ósseos, possibilitando ao paciente uma menor taxa de morbidade pós-operatória e um retorno mais rápido a função.

Neste contexto o desenvolvimento de novas alternativas de tratamento se faz necessária e cada vez mais tem tido boa receptividade dos profissionais da área e dos proprietários de pequenos animais.

Assim, a substituição ou reparo ósseo utilizando-se implantes e próteses possibilita ao médico veterinário diminuir a dor e melhorar a qualidade deambulatoria e de vida de seu paciente. Estes materiais devem cumprir alguns requisitos básicos para serem utilizados: possibilidade de utilização em animais de tamanhos variados, manutenção de estabilidade quando submetidos a carga cíclica, possibilitar amplitude de movimento funcional e prover boa estabilidade cinemática.

Em Medicina Veterinária, a maioria das próteses é utilizada para substituir parcialmente as articulações femorais, sendo estas pouco exploradas em outras regiões anatômicas.

Diversos autores relatam a viabilidade da utilização de próteses em cirurgias oncológicas, porém um dos maiores problemas relatados em próteses cimentadas é a ocorrência de soltura precoce do implante. Sendo que os trabalhos pesquisados ainda não conseguiram chegar a um consenso sobre a espessura de capa de cimento ideal para reduzir a morbidade pós-operatória.

O fêmur canino, por sua vez, possui características anatômicas singulares que tornam este osso um dos mais desafiadores no que tange a realização de ensaios biomecânicos, em especial o de torção devido à dificuldade de padronização dos ensaios devido à complexidade em determinar seu eixo central.

Devido a todos estes fatores, decidiu-se estudar o comportamento de uma nova prótese diafisária femoral, avaliando a resistência da estabilização da interface osso, cimento, prótese utilizando diversas espessuras de cimento ósseo quando submetidas a um ensaio biomecânico de torção. Esperamos com o presente

trabalho obter dados inéditos sobre a viabilidade deste tipo de estabilização e estabelecer parâmetros que possam auxiliar o médico veterinário a decidir pela melhor opção cirúrgica para o seu paciente.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura consultada encontra-se dividida como se segue:

2.1 Sistema esquelético

O sistema esquelético é composto de ossos individuais e tecido conectivo, sendo parte importante do organismo, tanto biomecanicamente quanto metabolicamente (JEE, 2001).

Os ossos longos como o fêmur, consistem de uma área central composta em sua maior parte de osso cortical denominado de diáfise, e duas áreas de diâmetro maior e arredondadas nas pontas denominadas de epífises. Conectando estas duas áreas existe uma região cônica chamada de metáfise. A região epifisária e metafisária óssea, compostas em sua maioria por tecido ósseo esponjoso, suportam a cartilagem articular, sendo normalmente submetidas a cargas durante o apoio e deambulação do animal (JEE, 2001).

O tecido ósseo possibilita a inserção de tecido muscular, que por sua vez realiza movimentos de alavanca a fim de facilitar a resposta motora.

Cada região anatômica possui ossos com características específicas de acordo com as forças a que são submetidos e as necessidades locais, sejam elas de sustentação, deambulatórias ou mistas.

O tecido ósseo possui propriedades viscoelásticas importantes, entre elas a capacidade de atenuação de ondas acústicas e ultrasônicas, em tensão constante a rigidez efetiva depender da taxa de tensão empregada, e se mantendo constante ocorre uma diminuição do estresse (acomodação), e mantendo o estresse constante a tensão aumenta com o tempo (LAKES, 2001).

A incidência de fraturas de fêmur é de aproximadamente 20 a 25% de todas as fraturas atendidas dentro da rotina de clínicas veterinárias, representando 45% de todas as fraturas em ossos longos do corpo (PIERMATTEI et al., 1999), devido a sua localização e conformação o fêmur canino é submetido a uma grande carga

excêntrica durante a sustentação de peso e deambulação, necessitando especial cuidado do cirurgião no que tange a decisão sobre a escolha do implante ideal e os efeitos de tensão e compressão a que ele será submetido no período de recuperação do paciente. Defeitos na porção cortical medial, local onde agem primariamente as forças de compressão, impõem grandes forças ao implante, sendo as fraturas de fêmur consideradas o teste mais efetivo para um aparelho de fixação interna (PIERMATTEI et al., 1999).

O fêmur canino tem como característica anatômica um desvio caudal em sua porção mais distal, diferentemente do fêmur humano que possui uma maior retilinidade. Devido a esta característica os ensaios biomecânicos realizados nos fêmures caninos possuem uma maior complexidade na padronização dos ensaios devido à dificuldade em determinar o eixo central do fêmur. No fêmur intacto o estresse de forças percorre toda a área óssea (SHAHAR et al., 2003).

2.2 Biomecânica óssea

As propriedades biomecânicas dos ossos afetam diretamente a forma como os ossos se comportam em relação às forças a que são submetidos no animal vivo (DUYCK et al., 2004; GIBSON et al., 2008). As propriedades ósseas, incluindo a dureza, elasticidade, resistência e plasticidade tornam o tecido ósseo ideal para permitir a sustentação e o movimento do organismo. Todas as características citadas anteriormente de nada adiantariam se sua relação não fosse balanceada corretamente de acordo com a fase e necessidades específicas de cada indivíduo. Estas propriedades são utilizadas como parâmetros que podem ser aferidos, refletindo a estrutura e função óssea, podendo ser avaliadas em unidades anatômicas, ossos inteiros ou peças menores (GIBSON et al. 2008).

A rigidez, definida como a resistência de um corpo elástico a deflexão ou deformação por uma força aplicada, sendo uma qualidade inerente ao material, e dureza que é a propriedade característica de um material sólido, que expressa sua resistência a deformações permanentes e está diretamente relacionada com a força de ligação dos átomos, possibilitam ao esqueleto manter a forma corpórea, proteger

os tecidos moles em cavidades e transmitir a força de contração muscular de uma região para outra do corpo, possibilitando a realização de movimento (JEE, 2001).

O teste de compressão é comumente utilizado para testar as propriedades mecânicas dos ossos corticais e esponjosos, porém a falta de acurácia axial pode ocorrer se o corpo de prova não for preparado de forma simétrica, com suas bases paralelas (GIBSON et al., 2008).

O fêmur é o osso com maior torque máximo até o momento de fratura quando submetido a movimento de torção. O torque máximo dos outros ossos em relação ao fêmur é de aproximadamente cinco sétimos para a tíbia, dois quintos para o úmero, um sétimo para rádio-ulna e um doze avos para a fíbula (YAMADA, 1970). O torque é diretamente proporcional a espessura óssea, sendo que em humanos as mulheres possuem um torque máximo no momento de fratura com valores de quatro quintos dos valores encontrados nos homens.

A tensão óssea máxima encontrada em adultos foi maior em rádio, seguido por fêmur, ulna, tíbia, úmero e fíbula (YAMADA, 1970). Não foram encontradas relações diretas entre a tensão e a espessura óssea, sendo a tensão um bom parâmetro comparativo entre ossos de espécies diferentes (YAMADA, 1970).

Segundo Mason et al. (2003), o papel das forças rotacionais na falência de implantes de quadril caninos ainda não foi determinada, porém em estudos *in vivo* com a finalidade de avaliar a viabilidade de modelo experimental canino, descreveram um notável momento rotacional no fêmur após a implantação da prótese.

O mesmo estudo demonstrou que durante a deambulação canina, foi possível perceber uma grande tensão rotacional no osso cortical na região do eixo longitudinal do fêmur. Isto poderia sugerir que as forças de torção provavelmente devem participar de forma significativa, e por muitas vezes subestimadas, na soltura asséptica dos componentes protéticos femorais (MASON et al., 2003)

2.3 Preservação/Armazenamento ósseo

A partir do momento da coleta post-mortem do tecido ósseo, discutem-se as mudanças estruturais e propriedades químicas da peça de ensaio, Martin e Sharkey

(2001) afirmaram que a manutenção do tecido em fase ativa traria consequências deletérias devido ao fato do metabolismo ativado possibilitar o deslocamento mineral da matriz óssea e a possibilidade do processo de dissecação ativar a remodelação óssea alterando sua porosidade e propriedades mecânicas. A morte celular também traria consequências indesejáveis como a produção de enzimas líticas, por contaminação bacteriana ou autólise celular.

Martin e Sharkey (2001) concluíram que existiriam duas maneiras de preservar este tecido, prevenindo assim os problemas mencionados no parágrafo anterior, a utilização de fixação química ou congelamento.

A fixação química normalmente envolve substâncias que desnaturam proteínas celulares internas, prevenindo a lise e mantendo a estrutura celular “quimicamente congelada”, o grande problema relatado nesta técnica é a possibilidade de ocorrer desnaturação das proteínas extracelulares, modificando assim as propriedades mecânicas do material (EDMONDSON et al., 1994).

O congelamento é considerado um dos melhores métodos de preservação das propriedades mecânicas do tecido ósseo. Alguns cuidados, como a redução da temperatura ocorrer de forma lenta, devem ser tomados para evitar alguns efeitos indesejáveis como a ocorrência de fissuras pelo frio. A etapa de descongelamento também pode influenciar na viabilidade do tecido para ensaios biomecânicos (MARTIN; SHARKEY, 2001).

Diversos trabalhos chegaram à conclusão de que o processo de congelamento em temperaturas que variaram de - 20 °C a - 25°C não alterariam a força estrutural, módulo de elasticidade, tensão máxima e resistência do osso (MARTIN; SHARKEY, 2001). Pelker et al. (1983, 1984) utilizaram em seus experimentos grupos de congelamento com temperaturas de - 20°C, - 70°C e - 196°C, notando alterações estatisticamente significantes em relação a deformação angular e resistência a torção apenas no grupo de - 196°C.

Segundo Martin e Sharkey (2001) a correta escolha do método de armazenamento também é um fator importante para preservar as características da peça anatômica coletada.

Diversos trabalhos relatam diferentes técnicas de armazenamento como o congelamento do tecido ósseo em associação com solução salina, envolto em gases umedecidas e descongelamento utilizando a mesma metodologia comparando-as com técnicas de congelamento do material ósseo isolado e descongelamento ao ar

ambiente. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre elas na grande maioria dos parâmetros avaliados (HUSS et al., 1995; GRIFFON et al., 1995; HAMER et al., 1996; KANG et al., 1997).

2.4 Cimento ósseo

O polimetilmetacrilato foi inicialmente utilizado por cirurgiões ortopédicos há aproximadamente 60 anos, utilizado primeiramente na fixação de componentes em próteses articulares, foi em seguida aplicado em procedimentos de estabilização de fraturas, cirurgias oncológicas e vertebroplastias (WEBB; SPENCER, 2007).

Sanzana et al. (2007) em estudo experimental utilizando defeitos ósseos em 36 coelhos, demonstrou a viabilidade de utilização de cimento ósseos de cálcio fosfato como substituto ósseo ou em conjunto a estabilização de endopróteses por considerar o material osteocondutivo, osteotransdutivo e biocompatível.

Existem diversos tipos de cimentos ósseos disponíveis no mercado, dependendo de sua característica de polimerização podem ser divididos em cimentos de baixa, média e alta viscosidade (WEBB; SPENCER, 2007). A forma como o cimento pode ser misturado também os diferencia, podendo ser utilizado com mistura manual, ou a vácuo. Messick et al. (2007) em seu trabalho, compararam os dois tipos de mistura em relação a densidade de bolhas formadas, resistência das interfaces cimento prótese e cimento osso. Os autores chegaram a conclusão de que a fração geral de formação de bolhas foi semelhante nos dois grupos, sendo que no grupo a vácuo a densidade numérica de bolhas foi menor, porém seu tamanho médio maior, podendo ser um fator de acúmulo de estresse de forças e predispor a rachaduras na capa de cimento. A resistência da interface cimento prótese se mostrou maior no grupo de mistura manual.

Os dois maiores problemas com a utilização do cimento ósseo a base de polimetilmetacrilato relatados por Stanczyk et al. (2004) e Webb e Spencer (2007) foram a necrose térmica do osso adjacente, devido a geração de altas temperaturas durante o processo de polimerização e a ocorrência de necrose química devido a liberação de monômero não reagente no local de aplicação. Webb e Spencer (2007)

também referem o fato de na fase final de polimerização ocorrer uma contração volumétrica do cimento, podendo causar uma fragilidade na interface cimento osso. Devido a esta característica de contração na fase final de polimerização, Bishop et al. (1996) pesquisaram a possibilidade de pré aquecer o implante a temperatura de 44 graus Celsius antes da implantação, e avaliaram que utilizando esta metodologia as áreas de bolhas entre a interface cimento prótese era diminuída, causando apenas um leve aumento na temperatura final de polimerização, mas que foi considerada aceitável pelos autores frente a possibilidade de melhora da qualidade de cimentação.

Haddad et al. (1995) relataram o caso de um paciente de 60 anos submetido a uma artroplastia de quadril que 2 meses após a realização do procedimento desenvolveu um quadro de dor, evidenciando sinais radiográficos de soltura do implante. Não havia sinais de infecção e durante a revisão cirúrgica para a substituição da prótese por uma não cimentada notou-se uma grande reação fibrosa local, os exames histológicos do material coletado durante o procedimento indicaram tecido pseudocapsular fibroblástico contendo pontos focais com a presença de osteoclastos e um caráter de infiltrado inflamatório local. A conclusão que Haddad et al. (1995) chegaram foi de que o paciente pode ter tido uma hipersensibilidade aos componentes do cimento ósseo. O paciente foi submetido a testes dermatológicos subseqüentes que indicaram uma reação eritematosa palpável ao componente N,N-dimetilparatoluidine (DMT) cuja função é acelerar o processo de polimerização do produto.

A quantidade de monômero não reagente é dependente da temperatura, sendo indispensável uma boa distribuição térmica durante o procedimento de cimentação para reduzir a ocorrência deste efeito colateral e obter sucesso no procedimento (STANCZYK et al., 2004).

Uma das maiores complicações intra-operatórias, no que tange a utilização do cimento ósseo, relatadas por Baroud et al. (2004) são a possibilidade de extravasamento de cimento por áreas circunvizinhas devido a utilização do produto com viscosidade abaixo do ideal, podendo provocar danos neurológicos e embolismo pulmonar, ou com viscosidade muito elevada, demandando uma alta pressão de aplicação que muitas vezes impede o cirurgião de gerar uma boa infiltração e preenchimento homogêneo do cimento na área desejada.

Existem dados na literatura que indicam que a resistência as forças de cisalhamento da interface cimento prótese, em condições fisiológicas, diminuem mais de 60 % nas primeiras 24 horas e mais de 80 % após dois meses. O mecanismo que causa esta deterioração é indeterminada, mas a penetração de fluidos na interface e relaxamento do estresse do cimento podem estar relacionadas (IESAKA et al., 2005).

O cimento ósseo, como todo material plástico, gradualmente se deforma quando submetido a pressões por longos períodos, este fenômeno é denominado acomodação. Esta acomodação reduz a probabilidade de falhas do cimento devido ao fato da acomodação causar uma redução no estresse na capa de cimento e diminuição na evolução da falha protética (VERDONSCHOT; HUISKES, 1997).

Em próteses coxofemorais humanas, foi determinado que uma capa de cimento ideal deveria compreender valores de dois a cinco milímetros de espessura, reduzindo assim a chance de ocorrer a soltura asséptica do implante (RAMANIRAKA et al., 2000). No entanto Skinner et al. (2003) acompanharam 189 pacientes durante 10 anos e compararam duas técnicas de implantação amplamente utilizadas em medicina humana. Uma das técnicas utilizava uma capa de cimento de no mínimo 2 mm de espessura, enquanto que a outra utilizava capas de cimento mais finas, onde o canal medular era fresado no mesmo diâmetro da prótese a ser implantada. Os resultados encontrados não indicaram diferenças significativas que indicassem a necessidade de utilizar capas de cimento mais espessas.

Edwards et al. (1997) relataram a correlação da ocorrência de contato da prótese com o endósteo com a maior probabilidade de falha do implante. Porém em trabalho experimental Frankel et al. (2004) avaliaram radiograficamente 38 membros pélvicos caninos submetidos a artroplastia total da articulação coxofemoral e compararam com a resistência e estabilidade de próteses de coxal coletadas “post-mortem”, e chegaram a conclusão de que não foi encontrada correlação entre a soltura da prótese com capas de cimento ósseo menores que dois milímetros ou ocorrência de contato da prótese com o endósteo e sim com o ângulo de implantação da prótese e ocorrência de falhas de cimentação provocando áreas de vácuo entre a interface osso prótese. Frankel et al. (2004) explicam que a área de não homogeneidade da capa de cimento causa uma área de concentração de estresse levando a soltura do implante. As conclusões de tal trabalho demonstraram a importância de uma boa

qualidade de cimentação e técnica de implantação protética no sucesso do procedimento.

Um bom alinhamento da haste intramedular possibilita uma maior homogeneidade da capa de cimento e uma redução da possibilidade de áreas de falhas de cimentação muito evidentes, porém Scheerlinck et al. (2006) relatam que apesar de uma boa centralização ser um detalhe técnico importante, é discutível o quanto pode melhorar os resultados do procedimento a longo prazo.

A profundidade de penetração do cimento no tecido ósseo, segundo Ishihara et al. (2002) é relativamente independente da pressão aplicada durante o procedimento de cimentação, porém a limpeza do canal medular antes da utilização do cimento aumenta a capacidade de penetração na interface cimento osso.

A preparação do canal medular é considerada uma das etapas mais importantes da implantação protética, Majkowski et al. (1993) estudaram os efeitos de nove técnicas de preparação da superfície óssea e avaliaram a penetração do cimento e resistência a força de cisalhamento da interface cimento osso em cada situação. Os autores utilizaram como modelo experimental segmentos de ossos esponjosos bovinos e avaliaram que nos ossos sem preparação prévia a penetração média era de 0,2 mm e a resistência a força de cisalhamento da interface era de 1,9 MPa, realizando a esfregação do canal com escovas de cerdas de nylon e irrigando a superfície a baixa pressão a penetração média subiu para valores de 0,6 a 1,4 mm e a resistência a força de cisalhamento assumiu valores de 1,5 a 9,9 MPa. Os melhores resultados foram obtidos com a realização de irrigação local sob pressão, independente da realização ou não da escovação concomitante sendo que a penetração foi de 4,8 a 7,9 mm e a resistência chegou a valores de 26,5 a 36,1 MPa.

2.5 Prótese

Em Medicina Veterinária, a maioria das próteses é utilizada para substituir parcialmente as articulações femorais, sendo estas pouco exploradas em outras regiões anatômicas. A viabilidade da utilização de próteses modulares cimentadas em diáfises de fêmur em cães foi demonstrada por Virolainen et al. (1999), porém

diversos autores relatam a falha de aderência entre as próteses e os ossos como uma das principais complicações.

A utilização de próteses ósseas em cães não é recente (NUNAMAKER, 1985), mas o grande avanço ocorreu com a descoberta e utilização do cimento de polimetilmetacrilato, que permitiu a fixação das próteses ao osso de forma firme e segura (HOEFLE, 1974, NUNAMAKER, 1985, OLMSTEAD, 1995).

O desenho de uma prótese depende de sua função, durante o processo de idealização da prótese é necessário o desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos e instrumentais para a utilização da mesma. É indispensável à correta escolha do material empregado e a geometria do implante determinando a distribuição do estresse na interface implante osso e no tecido ósseo adjacente (PRENDERGAST, 2001). A escolha do biomaterial utilizado em sua confecção depende de sua finalidade, existem materiais inertes, facilitando uma possível retirada do local de implantação, reabsorvíveis e os de osteointegração (PRENDERGAST, 2001).

Na Medicina Veterinária a maioria das próteses é utilizada para substituição parcial das articulações coxofemorais (GORMAN, 1957), havendo pouca utilização em outras regiões anatômicas. No entanto, na Medicina Humana a utilização de próteses diafisárias é procedimento rotineiro.

No fêmur intacto a distribuição das forças de estresse ocorre por todo o osso, após a colocação de próteses coxofemorais, é relatada a alteração da forma como a carga é distribuída (SHAHAR et al., 2003). Após a substituição da articulação coxofemoral as cargas são obrigadas a se distribuir tanto no implante (forças de reação da articulação do coxal) como no osso (forças musculares), sendo que no caso de implantes cimentados estas cargas são parcialmente transferidas através das interfaces osso-cimento e cimento-prótese (SHAHAR et al., 2003).

A substituição de 2/3 da região proximal do fêmur, necessária por moléstias como tumores ou fraturas cominutivas, foi realizada por Capanna et al. (1985), que preconizaram um novo modelo de prótese, híbrido, entre a prótese modular utilizada para recompor a diáfise e a prótese clássica de reconstituição da articulação coxofemoral, com bons resultados em nove casos.

Capanna et al. (1986) utilizaram pela primeira vez próteses modulares na reconstituição de úmero após a remoção de tumores ósseos, em 40 pacientes. As ressecções variaram entre nove e vinte e quatro centímetros, e apresentaram bons

resultados, tanto na erradicação dos tumores quanto na utilização do membro pelos pacientes.

Campanacci et al. (1990) fizeram estudo retrospectivo da utilização de próteses modulares não cimentadas em fêmur e tíbia, em tratamentos de tumores ósseos em 152 pacientes e relataram pequeno número de complicações, mas com conseqüências graves. As principais complicações relatadas pelos autores foram a falha de aderência entre as próteses e os ossos em três pacientes, fratura da prótese em três pacientes, deterioração do polietileno utilizado nas articulações em cinco pacientes e, como complicação mais grave, a infecção em sete casos, sendo estes tratados com pérolas de gentamicina com bons resultados. Não obstante, em um paciente realizou-se amputação do membro devido à impossibilidade de controle da osteomielite.

Segundo Ilyas et al. (2000), nos principais centros, os procedimentos de ressecções amplas seguidas por colocações de próteses para tratamento de tumores ósseos, vem sendo preferidos atualmente em detrimento às amputações. Esta conduta pode ser explicada por dois motivos, os avanços em quimioterapia que têm aumentado a sobrevivência dos pacientes em 70%, em comparação à mortalidade de 80%, relatada a vinte anos atrás (DUNST et al., 1991; BRAMWELL et al., 1992). Segundo, a melhor qualidade, resistência e biocompatibilidade dos materiais com que são confeccionados os implantes, que passaram de aço inoxidável para ligas mais resistentes e biocompatíveis como o titânio e os recobrimentos com hidroxiapatita (PEREIRA et al., 1991; DIAS et al., 1993).

Garcia Filho et al. (1998) realizaram trabalho acompanhando quinze pacientes portadores de tumores ósseos, submetidos a procedimentos de implantação de próteses não convencionais e não cimentadas, por um tempo médio de 19,6 meses e avaliaram que tais implantes são importantes alternativas de tratamento de tumores que acometem primariamente o tecido ósseo.

Ilyas et al. (2000), trabalhando com tumores na região proximal e tíbia em 13 pacientes, relataram que, apesar dos avanços no campo de próteses, as complicações pós cirúrgicas neste tipo de procedimento são ainda bastante elevadas.

Em contrapartida, Donati et al. (2001) relataram bons resultados na substituição da articulação coxo femoral e metade da diáfise do fêmur com próteses modulares não cimentadas. Em seu trabalho foram acompanhados 25 pacientes durante 10 anos,

sendo que apenas 16% destes necessitaram revisão das próteses instaladas. Os autores reportaram ainda funcionalidade satisfatória dos membros em 68% das pessoas.

Resultados semelhantes foram obtidos por Camnasio e Ravasi (1996), em 23 pacientes com modelo de prótese semelhante aos de Donati et al. (2001), mas com a utilização de cimento de metilmetacrilato para fixação dos aparatos.

Em 1992, os pesquisadores brasileiros Camargo et al. (1992) apresentaram novo sistema de próteses tubulares para a substituição de diáfises de fêmur, tíbia e úmero. Este novo modelo apresentava duas partes que eram fixadas aos segmentos proximais e distais da ressecção e, posteriormente, unidas entre si. Em sete pacientes, acompanhados por mais de um ano, foram obtidos bons resultados.

Seguiu-se na literatura outros trabalhos utilizando sistemas semelhantes ao de Camargo et al.(1992), reportando bons resultados e também ressaltando a possibilidade de utilização deste tipo de prótese, não somente para tratamento de tumores, como também sendo proposição viável para o tratamento de fraturas complexas ou lesões com grandes perdas ósseas (MOECKEL et al., 1992, SIM et al., 1995), e para não união ou mesmo em casos em que as outras formas de estabilização de fraturas não foram bem sucedidas (SIM et al., 1995).

Henry et al.(2002) compararam, em úmeros preservados por congelamento de humanos, as propriedades biomecânicas entre “interlocking nail” e próteses modulares cimentadas e reportaram que em defeitos acima de cinco centímetros, as próteses conferiam maior estabilização.

Atualmente as endopróteses existentes para a substituição segmentar de ossos longos são classificadas em pré-moldadas, onde as próteses são manufaturadas sob medida para o paciente e as modulares que podem ser ajustadas no ato cirúrgico, possibilitando emprego imediato da endoprótese, dispensando eventuais erros de dimensionamento e perda de tempo para sua manufatura (PEREIRA et al., 2000)

Malawer e Chou (1995) concluíram que o maior problema e desvantagem das próteses modulares era a perda de estabilização entre o implante e o osso. Isto pode ser explicado pela pouca osteointegração da hidroxiapatita (MALAWER; CHOU, 1995, VIROLAINEN et al.,1999; CHU et al., 2000) e pelas forças axiais que causam estresse na interface implante metálico e osso (CHU et al., 2000).

A existência de um acúmulo de estresse de forças na região de interação entre o osso e implante e subsequente redução de estresse em áreas distantes ao implante

também são relatadas como causas de remodelação e redução de massa óssea em áreas distantes a implantação de próteses, sendo a reabsorção óssea periprotética uma das complicações recorrentes em próteses de coxal humanas (JOSHI et al., 2000). Este fato é justificado pela diferença de rigidez e dureza do material da prótese e o osso, que normalmente é da ordem de 10:1 ou maior (SHAHAR et al., 2003).

Segundo Skurla et al. (2005) apesar de todas as evoluções técnicas e de design das próteses, a taxa de falhas dos implantes ainda se mantêm altas, na faixa de 5 a 8% nos últimos quinze anos. A experimentação de novas técnicas em modelos animais, principalmente o cão, é de grande importância para o desenvolvimento da área. Em seu trabalho os autores destacam o fato de normalmente as avaliações dos pacientes caninos serem realizadas por um período de tempo muito menor que em pacientes humanos e discutem a fidedignidade destes dados se comparados aos estudos de longa duração em humanos. O estudo coletou trinta e três implantes post-mortem após um intervalo de 0,67 a 11,67 anos de procedimento, e chegaram a algumas conclusões de que semelhantemente aos humanos os implantes caninos têm a tendência de falhar na interface cimento prótese antes da interface cimento osso, a incidência de soltura de implantes encontrada de 63,2% foi muito maior do que os encontrados em humanos que estão na faixa de 6%, provavelmente devido ao fato dos cães retornarem ao apoio sem restrição de forma mais rápida e os resultados em períodos até três anos foram semelhantes aos encontrados por um período maior tornando as avaliações de curto prazo realizadas em experimentos com este modelo animal confiáveis.

Virolaien et al. (1999), em seu trabalho pioneiro, mas puramente experimental, com a utilização de próteses modulares cimentadas em diáfises de fêmur em cães, demonstraram a viabilidade da utilização destes implantes em animais.

Objetivos

3 OBJETIVOS

Com objetivos fundamentalmente experimentais, mas extrapoláveis às condições terapêuticas, investigar-se-á o comportamento de próteses diafisárias fixadas com diferentes quantidades de cimento ósseo quando submetidas a forças de torção, que é uma das forças mais comprometedoras e responsável por grande parte das falhas de implantes em pequenos animais e investigar-se-á o comportamento biomecânico da prótese diafisária modular a fim de avaliar seu comportamento quando submetido as forças de torção.

Como parâmetros, serão avaliadas as espessuras das camadas de cimento ósseo utilizadas para a estabilização da prótese e os valores de rigidez à torção e torque máximo necessário para provocar falência da mesma e os valores de rigidez à torção e torque máximo necessário para provocar a desestruturação óssea no osso íntegro. Para avaliar a prótese o comportamento dos módulos serão avaliados durante o ensaio de torção.

3.1 Hipótese

Quanto maior a espessura da capa de cimento ósseo maior a rigidez à torção e torque máximo.

3.2 Limitações

Número pequeno de fêmures ensaiados por grupo experimental.

Devido à necessidade de isolar as forças de rotação, o ensaio não mimetiza uma situação biomecânica in-vivo.

Não foi possível a perfeita padronização de diâmetro ósseo e espessura de cortical.

3.3 Significância clínica

Verificar experimentalmente qual a melhor espessura de capa de cimento ósseo em relação ao canal medular, possibilitando um melhor planejamento de utilização de implantes de acordo com cada indivíduo.

Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material biológico

Foram coletados no total trinta e oito fêmures bilaterais e utilizados no estudo vinte e quatro fêmures bilaterais, totalizando quarenta e oito fêmures, de cadáveres da espécie canina, de raças diversas, com peso acima de 15 quilos, sem predileção de sexo, com idades variando entre dois e sete anos. Todos os animais foram provenientes da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e do Centro de Controle de Zoonoses da cidade de Guarulhos-SP. Nenhum animal foi eutanasiado visando sua inclusão neste estudo.

Os animais utilizados neste estudo não possuíam nenhum diagnóstico prévio de doença óssea ou nutricional, sendo este um critério de exclusão do trabalho.

As peças foram obtidas por dissecação romba do local, com o auxílio de lâmina e cabo de bisturi, tesoura Mayo, pinças hemostáticas e dente de rato, sendo realizada incisão de pele em abordagem crâniolateral da região do fêmur, incisão da fáscia lata, ao longo da margem cranial do músculo bíceps, posterior incisão do septo fascial do músculo vasto lateral e reflexão do mesmo para exposição da diáfise femoral. Todos os tecidos moles adjacentes ao osso foram retirados e o fêmur foi liberado de suas inserções articulares. Após a retirada da peça anatômica, o perióstio também foi retirado visando reduzir a quantidade de tecidos moles aderidos durante o armazenamento da peça.

Todo o material biológico foi obtido imediatamente após a morte ou eutanásia do animal, sendo em seguida submetidos à conservação em freezer convencional, com temperatura de - 24 °C.

As peças foram armazenadas em embalagens plásticas com dimensões de trinta centímetros de altura por vinte centímetros de largura. Cada embalagem continha um par de fêmures e foram utilizadas canetas de marcação permanente resistente a água para a identificação individual. As informações contidas em cada embalagem plástica identificavam o número do animal de onde o par de fêmures era proveniente e sua respectiva raça.

No momento de utilização os fêmures foram descongelados a temperatura ambiente envolvidos em compressas de gaze embebidas em solução fisiológica. Após o período de descongelamento os fêmures foram utilizados de acordo com o grupo experimental.

4.2 Avaliação radiográfica

Os 38 pares de fêmures coletados foram radiografados no Serviço de Radiologia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, no momento entre sua coleta e seu armazenamento (Figura 4.1). O objetivo de tal avaliação foi possibilitar a exclusão de peças que radiograficamente indicassem fragilidade óssea, fraturas pré-existentes ou qualquer indicação de moléstia óssea identificável por este meio diagnóstico. Tal avaliação também possibilitou a realização de aferição indireta do diâmetro ósseo, espessura de cortical e o diâmetro do canal medular, dados necessários para o cálculo do diâmetro das hastes intramedulares das próteses e divisão dos fêmures em seu respectivo grupo de ensaio biomecânico (Tabela 4.1).

Os exames foram realizados utilizando o mesmo aparelho radiográfico, e utilizando a mesma técnica radiográfica de 44 Kw, 4mAs com 1 metro de distância de foco, as medições foram realizadas posteriormente utilizando um paquímetro digital da marca Mitutoyo[®], modelo 500-144B (Projeto FAPESP nº 05/59134-0).

Figura 4.1 - Imagem fotográfica do exame radiográfico do fêmur com sua respectiva numeração que foi utilizado para a primeira avaliação do estudo

Tabela 4.1 – Valores obtidos a partir da análise radiográfica dos fêmures coletados

(continua)

Animal	Raça	Membro	Membro	Membro	
		direito	direito	esquerdo	Membro esquerdo
		Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro
		médio-lateral	crânio-caudal	médio-lateral	crânio-caudal
		[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
1	Rottweiler	17,12	20	17,38	19,98
2	Rottweiler	19,77	21,88	19,63	22,02
4	P. Alemão	14,32	16,42	14,89	16,33
5	SRD	15,82	13,09	15,46	16,11
6	SRD	13,95	13,51	14,06	13,95
7	SRD	13,84	13,27	14,23	13,48
8	SRD	14,05	14,34	14,99	14,72
9	SRD	12,61	12,88	12,6	13,03

Tabela 4.1 – Valores obtidos a partir da análise radiográfica dos fêmures coletados

(continua)

Animal	Raça	Membro	Membro	Membro	Membro esquerdo Diâmetro crânio- caudal [mm]
		direito	direito	esquerdo	
		Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	
		médio-lateral [mm]	crânio-caudal [mm]	médio-lateral [mm]	
10	SRD	12,48	11,88	12,46	12,54
11	SRD	12,59	12,25	12,49	12,54
12	P. Alemão	15,57	14,8	15,14	14,92
13	Boxer	12,98	12,84	13,25	13,3
14	Doberman	14,14	14,59	14,35	14,6
15	SRD	18,18	18,07	12,81	18,76
16	P. Alemão	15,83	15,9	15,84	15,87
17	SRD	12,89	12,84	13,25	13,3
18	SRD	14,65	14,37	14,96	14,03
19	SRD	13,58	13,6	13,98	14,38
20	P. Alemão	16,27	16,98	16,46	17,07
21	SRD	16,29	16,69	16	16,63
22	SRD	12,91	13,13	12,75	13,47
23	SRD	12,51	11,74	12,81	11,85
24	SRD	14,35	13,91	14,9	14,01
25	SRD	14,35	14,75	14,6	14,31
28	PitBull	14,14	14,36	14	13,64
29	Chowchow	15,52	14,31	15,48	14,84
30	SRD	14,74	14,44	15,09	14,98
31	SRD	15,04	15,43	15,08	15,83
32	SRD	12,19	11,81	11,96	12,22
33	SRD	19,01	19,28	19,29	19,29
34	SRD	15,84	16,32	15,76	16,36
35	SRD	14,9	12,31	14,63	12,52
36	P. Alemão	18,33	19,01	19,33	19,52
38	P. Alemão	16,42	18,6	16,16	18,72
39	PitBull	15,02	14,77	15,54	15,33

Tabela 4.1 – Valores obtidos a partir da análise radiográfica dos fêmures coletados

(conclusão)

Animal	Raça	Membro	Membro	Membro	Membro esquerdo Diâmetro crânio-caudal [mm]
		direito	direito	esquerdo	
		Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	
		médio-lateral [mm]	crânio-caudal [mm]	médio-lateral [mm]	
40	SRD	12,03	12,9	12	12,94
41	P. Alemão	16,34	17,43	16,53	17,47
42	P. Alemão	19,07	19,47	18,93	19,09

4.3 Desenho da prótese

Foram utilizadas próteses modulares diafisárias do tipo “femur modular reconstruction”* idealizadas pelo Prof. Dr. Reynaldo Jesus Garcia Filho e modificadas pelo Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno e pelo Tecnólogo César Augusto Martins Pereira.

As próteses foram compostas de uma parte cilíndrica com hastes para fixação no canal medular, confeccionadas em liga de aço 316L (Figura 4.2).

A prótese é dividida em duas porções, o segmento denominado de macho é composto por um corpo cilíndrico de aproximadamente 20 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento, sendo sua estrutura sólida (Figura 4.2-A). Duas estruturas se originam no corpo da prótese, a haste intramedular (Figura 4.2-B), que variou de diâmetro de acordo com o grupo experimental, sendo sempre bifacetada com sulcos em ambos os lados, e o eixo da prótese que se origina no lado contralateral a haste intramedular. O eixo da prótese tem diâmetro de 14 mm e foi usinada no formato cilíndrico, excetuando-se uma região em seu terço médio que foi usinada no formato sextavado com diâmetro de 10 mm a fim de possibilitar a coaptação e estabilização dos dois segmentos da prótese através de parafusos (Figura 4.2-C).

O segmento denominado de fêmea é composto por um corpo cilíndrico de aproximadamente 20 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento (Figura 4.2-D),

sendo sua estrutura usinada com um orifício central de diâmetro de 14 mm, onde se inseriu o eixo da prótese macho. No corpo da prótese fêmea existem seis roscas M5 defasadas em 60°, aonde se inserem os parafusos que estabilizam os segmentos da prótese (Figura 4.2-E). Do corpo da prótese fêmea se origina a haste intramedular, que variou de diâmetro de acordo com o grupo experimental, sendo sempre bifacetada com sulcos em ambos os lados.

O comprimento e diâmetro das hastes intramedulares de uma mesma prótese são idênticos.

Figura 4.2 - Desenho esquemático da prótese modular diafisária com suas respectivas estruturas

4.4 Delineamento experimental

Estudou-se a adequação e resistência da interface osso, implante metálico e espessura da capa de cimento ósseo utilizada para a fixação da prótese, em relação à atuação das forças de torção, normalmente encontradas no pós-operatório. Para tanto, foram avaliados os valores de rigidez à torção e torque máximo necessários para a falência da estabilização da prótese, utilizando-se quatro grupos: o grupo denominado I, composto por 8 fêmures, utilizou uma espessura de capa de cimento de 1,0 a 1,5 mm, o grupo II, composto por 8 fêmures, utilizou uma capa de cimento

de 2,0 a 2,5 mm e o grupo III, com 8 fêmures, utilizou um intervalo de 3,0 a 3,5 mm comparando-se a um quarto grupo denominado de controle, composto por 24 corpos de prova, onde o ensaio de torção foi realizado no fêmur contralateral íntegro. Para se atingir uma padronização na espessura da capa de cimento ósseo, todos os fêmures coletados foram radiografados em projeções crânio-caudais e médio-laterais com a finalidade de aferir o diâmetro médio do canal medular e possibilitar a divisão dos grupos, determinação e confecção das próteses modulares diafisárias com hastes de diâmetros que possibilitem uma melhor adequação e padronização experimental.

4.5 Técnica de colocação das próteses diafisárias

Após o descongelamento dos fêmures e subsequente estabilização à temperatura ambiente efetuou-se as osteotomias das diáfises femorais e a instalação das próteses.

As osteotomias realizadas na porção diafisária dos fêmures, foram realizadas com serra oscilatória pneumática da marca Synthes (Projeto FAPESP nº 02/10674-4).

Como medidas preparatórias para a fixação das próteses com cimento, os canais medulares foram limpos, lavados com solução salina e aspirados, em ambas as extremidades ósseas (Figura 4.3).

Em seguida o diâmetro do canal medular foi mensurado utilizando-se um paquímetro digital.

Foram utilizados os cimentos ósseos de polimetilmetacrilato OSTEO-CLASS^{®*}, misturando-se frações pré-determinadas pelo fabricante do pó com o polimerizante líquido, gradativamente e concomitante à homogeneização, para impedir a formação de bolhas no cimento. Quando a polimerização começou a ocorrer, avaliou-se a consistência da mistura durante o processo, no momento em que a massa não agarrava na luva, determinava-se o momento ideal para o seu manuseio e adequação ao osso. O tempo deste processo variou de acordo com a temperatura ambiente local, mas o tempo médio obtido foi de 3 minutos, compreendido do início da preparação até o momento ideal para utilização.

Foram então preenchidos os canais medulares com o cimento e, posteriormente, assentadas as duas partes das próteses em seus respectivos canais medulares (Figura 4.4).

Após secagem do cimento, verificada pelo excesso do material que não foi utilizado, foram coaptadas as duas partes das próteses e fixadas com parafusos; em seguida os fêmures foram encaminhados para adequação ao sistema de cimentação e posteriormente à máquina de medição para início dos testes biomecânicos.

Figura 4.3 – Imagem fotográfica indicando o segmento proximal femoral após a osteotomia e limpeza e preparação do canal medular para a coaptação da prótese

Figura 4.4 – Imagem fotográfica mostrando as próteses assentadas em seus respectivos segmentos ósseos após colocação do cimento no canal medular

4.6 Descrição dos ensaios biomecânicos

Os fêmures de cães de cada grupo estudado foram submetidos a ensaio destrutivo definido como ensaio de torção.

Os ensaios mecânicos foram realizados utilizando uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo 5002 dotada de célula de carga de 981 N (100 kgf) com uma velocidade de ensaio de 22 mm/min. Os parâmetros força e deformação foram enviados ao computador IBM®-PC através de um sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000 permitindo a gravação dos parâmetros para posterior análise (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Imagem fotográfica da máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo 5002 dotada de célula de carga de 981 N (100 kgf) conectada ao computador IBM®-PC através de um sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000

4.6.1 *Ensaio piloto*

Utilizou-se um modelo teste de prótese diafisária confeccionadas em liga de aço 316L. Um par de fêmures foi coletado e foi realizado uma ostectomia de 5 centímetros em região de terço médio do fêmur esquerdo. O canal medular foi fresado e limpo, retirando o máximo de conteúdo intramedular. Em seguida o cimento ósseo foi preparado para em seguida ser inserido no canal medular para coaptação da prótese modular.

Com a prótese instalada a extremidade distal foi presa ao dispositivo mecânico acoplado à base da máquina de ensaios e sua extremidade proximal foi presa à parte móvel do dispositivo, composta por uma garra cilíndrica, uma polia presa à

garra com diâmetro de 100 mm e uma correia de aço conectado a célula de carga e travessão móvel da máquina.

Devido à impossibilidade de se avaliar a peça devido à rotação dos módulos da prótese, decidiu-se separar os módulos e avaliar isoladamente cada segmento. A parte óssea de cada segmento foi presa a parte móvel do dispositivo enquanto a hemiprótese foi acoplada a base da máquina. Realizou-se o ensaio do segmento distal e do segmento proximal utilizando-se o mesmo protocolo do segmento distal.

Um ensaio foi realizado com o fêmur contralateral íntegro, a extremidade distal foi presa ao dispositivo mecânico acoplado à base da máquina de ensaios e sua extremidade proximal foi presa à parte móvel do dispositivo, composta por uma garra cilíndrica, uma polia presa à garra com diâmetro de 100 mm e uma correia de aço conectado a célula de carga e travessão móvel da máquina.

4.6.2 Preparação do corpo de prova do fêmur íntegro

Foram medidos os comprimentos dos 24 fêmures caninos, incorporados ao grupo controle, a partir da região da fossa intertrocantérica, em seguida foram ostectomizados na porção distal a uma distância de 15 centímetros do ponto inicial. Com o fêmur ostectomizado, realizamos a localização do ponto médio da distância total e a partir deste ponto medimos um novo ponto em direção proximal e outro distal a uma distância de 4,5 centímetros do ponto médio. Estas marcações foram realizadas no tecido ósseo com caneta de marcação permanente e foram utilizadas como referências para a montagem das peças no sistema de cimentação (Figura 4.6).

Os ossos com suas respectivas marcações foram então posicionados no sistema de cimentação composto por dois copos de PVC de 5 centímetros de altura por 50 milímetros de diâmetro com base de poliuretano, e uma calha de PVC para acoplamento e retificação dos copos de PVC (Figura 4.7).

Figura 4.6 – Imagem fotográfica do fêmur canino com sua respectiva numeração e marcações para a realização das osteotomias necessárias para a montagem no sistema de cimentação

Figura 4.7 – Imagem fotográfica do sistema de cimentação composto por dois copos de PVC de 5 centímetros de altura por 50 milímetros de diâmetro com base de poliuretano e três parafusos inseridos em cada copo, e uma calha de PVC para acoplamento e retificação dos copos de PVC

Na parede interna dos copos de PVC foi aplicada uma camada de aproximadamente um milímetro de selante de silicone de cura acética, que vulcaniza em contato com a umidade do ar, formando um elastômero flexível e quimicamente inerte, cuja função foi evitar a fusão da resina de polimetilmetacrilato com a parede do copo de PVC e permitir o desacoplamento do sistema sem prejudicar a estabilização da interface osso resina, em seguida os ossos foram posicionados dentro do sistema de cimentação para em seguida serem estabilizados por três parafusos incorporados ao copo de PVC, com distanciamento de 60 graus entre eles, os parafusos permitiam além da fixação da peça ao copo de PVC a possibilidade de realizar um ajuste fino na angulação do eixo femoral, possibilitando uma melhor retificação da porção óssea entre as bases de resina. Após centralização do eixo ósseo no sistema de cimentação, foi preparada a resina de polimetilmetacrilato na proporção de duas medidas de pó para uma de líquido, para em seguida preencher o copo de PVC, utilizando a resina ainda na fase líquida, tendo o cuidado de não incorporar bolhas de ar ao sistema. Ocorrendo a completa polimerização da resina, os ossos foram retirados do sistema de cimentação e colocados no sistema de ensaio de torção.

4.6.3 Preparação do corpo de prova do fêmur com a prótese

O corpo de prova foi composto por um fêmur canino osteotomizado na região central de sua diáfise e por uma prótese óssea mantendo um afastamento de 40 mm entre os fragmentos ósseos.

Foram medidos os comprimentos dos 24 fêmures caninos, incorporados ao grupo I, II e III, a partir da região da fossa intertrocantérica, em seguida foram ostectomizados na porção distal a uma distância de 15 centímetros do ponto inicial. Com o fêmur ostectomizado, realizamos a localização do ponto médio da distância total e a partir deste ponto medimos um novo ponto em direção proximal e outro distal a uma distância de 4,5 centímetros do ponto médio. Estas marcações foram realizadas no tecido ósseo com caneta de marcação permanente e foram utilizadas como referências para a montagem das peças no sistema de cimentação. Em seguida foi realizada a osteotomia no ponto médio do fêmur utilizando-se uma serra óssea, os dois segmentos foram então aferidos em relação a espessura de corticais

e diâmetro interno e externo para em seguida ocorrer a fresagem do canal medular visando retirar o máximo possível de tecidos moles para uma melhor interação do cimento ósseo com a cortical femoral. Após a estabilização da prótese no osso através da utilização de cimento ósseo, os ossos com suas respectivas marcações foram então posicionados no sistema de cimentação (Figura 4.7) composto por dois copos de PVC de cinco centímetros de altura por 50 milímetros de diâmetro com base de poliuretano, e uma calha de PVC para acoplamento e retificação dos copos de PVC. Em seguida os ossos foram alocados dentro do sistema de cimentação para em seguida serem estabilizados por três parafusos incorporados ao copo de PVC, com distanciamento de 60 graus entre eles. Após centralização do eixo ósseo no sistema de cimentação, foi preparada a resina de polimetilmetacrilato na proporção de duas medidas de pó para uma de líquido, para em seguida preencher o copo de PVC, utilizando a resina ainda na fase líquida, tendo o cuidado de não incorporar bolhas de ar ao sistema. Ocorrendo a completa polimerização da resina, os ossos foram retirados do sistema de cimentação e colocados no sistema de ensaio de torção (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Imagem fotográfica do fêmur após implantação da prótese diafisária inserido no sistema de cimentação após retificação do sistema

Em todos os ensaios os deslocamentos lineares e angulares relativos do segmento distal em relação ao segmento proximal foram medidos através da técnica de

goniovideogrametria. Para isso foi necessária a utilização de uma máquina filmadora digital, marcadores esféricos com diâmetro de cinco milímetros (um fixado no segmento proximal junto ao 'gap' de 40 milímetros, um marcador preso ao segmento distal próximo ao 'gap' e um fixado em cada módulo da prótese) e um programa de computador que permitiu medir através das imagens digitais, as coordenadas angulares de cada marcador (Figura 4.9).

Figura 4.9 – Imagem fotográfica do fêmur após posicionamento do corpo de prova no sistema da máquina de ensaios de torção, evidenciando os marcadores esféricos com diâmetro de cinco milímetros (um fixado no segmento proximal junto ao 'gap' de 40 milímetros, um marcador preso ao segmento distal próximo ao 'gap' e um fixado em cada módulo da prótese)

4.6.4 Ensaio de torção

O fêmur foi posicionado horizontalmente utilizando para isso um dispositivo mecânico regulável, confeccionado especificamente para este estudo composto da seguinte maneira, a extremidade distal foi presa ao dispositivo mecânico acoplado à base da máquina de ensaios e sua extremidade proximal foi presa à parte móvel do dispositivo (Figura 4.10-C). A parte móvel é composta pela garra cilíndrica para fixação ao fêmur, uma polia (Figura 4.10-E) presa à garra (Figura 4.10-D) com diâmetro de 100 milímetros e um fio de aço (Figura 4.10-F) com diâmetro de um milímetro conectado a célula de carga e travessão móvel da máquina. A máquina filmadora foi posicionada a 100 centímetros do dispositivo mecânico de maneira que os marcadores e o eixo de rotação estavam enquadrados (Figura 4.11).

Com o movimento de ascensão do travessão, a polia aplicou um momento de torção, o ensaio foi contínuo até ocorrer à ruptura da integração osso, prótese e capa de cimento ou desestruturação da cortical óssea no osso íntegro.

Esse tipo de ensaio permitiu adquirir o momento de torção em função da deformação angular sofrida pela estrutura ensaiada, o momento é calculado multiplicando-se a força medida pela célula de carga pelo raio da polia e a deformação angular calcula-se relacionando o deslocamento linear do travessão móvel com o perímetro da polia ou seja:

$$\text{Deformação angular} = \frac{\text{Deslocamento linear} \times 360^\circ}{\text{Perímetro da polia}}$$

Foi possível adquirir o torque máximo e a rigidez à torção da peça ensaiada no momento da ruptura da integração osso, prótese e capa de cimento ou desestruturação da cortical óssea no osso íntegro.

Figura 4.10 - Esquema do ensaio de torção do fêmur, onde:

- A - Fêmur
- B - Marcadores esféricos
- C - Dispositivo mecânico
- D - Garra cilíndrica
- E - Polia
- F - Fio de aço
- G - Prótese

Figura 4.11 - Representação esquemática da imagem capturada pela filmadora

4.6.5 Método videogoniométrico

Um programa desenvolvido no laboratório de biomecânica permitiu abrir as imagens captadas em cada situação estudada, encontrando automaticamente o centro de todos os marcadores e do marcador do eixo de rotação e determinar os ângulos dos marcadores em relação ao eixo de rotação. Possibilitando calcular as angulações de todos os componentes da peça de ensaio do grupo das próteses e por consequência determinar o comportamento das mesmas no que tange a grau de rotação durante o ensaio e no momento da ruptura da interface osso cimento prótese.

4.6.6 *Parâmetros analisados*

Foram analisados os deslocamentos angulares do segmento proximal em relação ao segmento distal e aos dois segmentos modulares da prótese segundo as variações de momento de torção.

4.7 Procedimentos de avaliação

Para a avaliação dos resultados, adotou-se a medição dos valores encontrados durante o ensaio de torção, registrando os deslocamentos angulares do segmento proximal em relação ao segmento distal e aos dois segmentos modulares da prótese segundo as variações de momento de torção assim como a determinação do momento de torção no instante em que ocorrer a falência da interface prótese osso. O mesmo ensaio de torção foi repetido utilizando-se os fêmures contralaterais intactos, os valores encontrados foram comparados com os do grupo onde a prótese foi utilizada.

Determinou-se a espessura da camada de cimento ósseo em cada fêmur através da diferença entre o diâmetro do canal medular e o diâmetro da haste de fixação intramedular da prótese utilizada e aferição do diâmetro do canal medular através da avaliação radiográfica e através da análise direta, após a realização de osteotomias, os valores foram determinados e comparados com os resultados dos testes de torção.

Para a avaliação dos resultados do ensaio na prótese, adotou-se a medição dos valores encontrados durante o ensaio de torção, foram registrados os deslocamentos angulares dos segmentos da prótese em relação à parte móvel do dispositivo assim como a determinação dos valores de rigidez à torção e torque máximo no instante em que ocorreu a falência da interface ou falha da prótese.

Todos os valores obtidos foram analisados estatisticamente para se determinar o nível de significância dos resultados dentro de cada grupo e da correlação entre eles.

4.8 Análise estatística

Os resultados foram analisados através do programa computacional Statistical Analysis System (SAS, 2001) sendo anteriormente verificada a normalidade dos resíduos pelo Teste de Shapiro-Wilk (PROC UNIVARIATE) e a homogeneidade das variâncias comparadas pelo Teste de Hartley (OTT, 1993). Os dados (variável dependente) que não atenderam a estas premissas foram submetidos à transformação logarítmica $[\text{Log}(X+1)]$ ou quadrática $[\text{RQ}(X+1/2)]$. Na avaliação da normalidade dos resíduos dos dados de rigidez das próteses, dois fêmures foram considerados outliers (fêmur 2 e fêmur 36) e foram retirados da amostragem.

Os dados originais ou transformados, quando este último procedimento foi necessário, foram submetidos à análise de variância que separou como única causa de variação o efeito de tratamento (Tabelas 4.2 e 4.3). Os efeitos de tratamento foram separados através de dois contrastes não-ortogonais. Tal análise foi realizada utilizando-se o procedimento General Linear Model (PROC GLM do SAS).

Realizaram-se duas análises de variância. Na primeira, o primeiro contraste não-ortogonal foi a comparação entre a prótese 1 x 2 e o segundo contraste não-ortogonal foi a comparação entre a prótese 1 x 3. Na segunda análise, manteve-se o primeiro contraste não ortogonal, mas alterando o segundo que comparou a prótese 2 x 3.

Tabela 4.2 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Rigidez)

Causas de variação	Graus de Liberdade
Tratamentos	2
Contraste 1	(1)
Contraste 2	(1)
Resíduo	18
Total de Unidades Experimentais	20

Tabela 4.3 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Torque)

Causas de variação	Graus de Liberdade
Tratamentos	2
Contraste 1	(1)
Contraste 2	(1)
Resíduo	20
Total de Unidades Experimentais	22

Realizou-se também a análise da rigidez e do torque dos fêmures com prótese apenas de espessura de 5 mm. Respeitaram-se os procedimentos destacados acima (normalidades dos resíduos e homogeneidade das variâncias). Estes dados foram submetidos à análise de variância que separou como única causa de variação o efeito de tratamento (Tabela 4.4). Para separar o efeito de tratamento utilizou-se o teste T através do PROC TTEST (SAS, 2001).

Foi utilizado o nível de significância de 5% para todos os testes realizados.

Tabela 4.4 – Esquema de análise de variância para delineamento inteiramente casualizado (Rigidez e torque)

Causas de variação	Graus de Liberdade
Tratamentos	1
Resíduo	9
Total de Unidades Experimentais	10

Além disso, os dados foram analisados por correlação linear para obter o valor de r (rho) e a probabilidade entre os dados obtidos neste trabalho. Como todos os dados possuem distribuição normal e homogeneidade das variâncias, utilizou-se a correlação de Pearson (PROC CORR do SAS).

Resultados

5 RESULTADOS

Com o intuito de facilitar a compreensão dos dados encontrados optamos por realizar uma breve explanação dos ensaios, seguido da apresentação de tabelas e figuras do respectivo grupo. Os resultados foram apresentados em 3 partes, sendo que a primeira abrangeu os resultados do ensaio piloto, a seguinte abordou os resultados encontrados no grupo denominado de controle, e em seguida foram discriminados os resultados dos grupos I, II e III.

5.1 Ensaio piloto

Realizou-se a preparação da peça e implantação da prótese segundo foi descrito no material e métodos do ensaio piloto (Tabela 5.1).

O ensaio foi iniciado, e durante o ensaio de torção foi observado que ocorreu um deslocamento entre a região proximal e distal da prótese impossibilitando assim uma avaliação das forças envolvidas na interface prótese cimento osso.

Devido à impossibilidade de se avaliar a peça devido à rotação dos módulos da prótese, decidiu-se separar os módulos e avaliar isoladamente cada segmento.

A parte óssea de cada segmento foi presa a parte móvel do dispositivo enquanto a hemiprótese foi acoplada a base da máquina. Realizou-se o ensaio do segmento distal e ocorreu uma elevação constante da relação deslocamento angular (grau) por torque (N.m) por até o valor de (9,75; 8,62), em seguida ocorreu uma queda abrupta do torque ao valor de 7,363 N.m, em seguida houve um aumento gradativo do torque até o valor de 9,401 N.m, onde ocorreu uma queda novamente (Gráfico 5.2).

O ensaio do segmento proximal ocorreu utilizando-se o mesmo protocolo do segmento distal, ocorreu uma elevação constante da relação deslocamento angular (grau) por torque (N.m) por até o valor de (12,77; 9,166), em seguida ocorreu uma queda abrupta do torque até o valor de 4,068 N.m (Gráfico 5.1).

Nos dois segmentos, no momento da desestruturação da interface osso cimento prótese, ocorreu fratura na cortical óssea e soltura da interface cimento endósteo, tornando instável a prótese. Porém não houve soltura da interface prótese cimento.

Um ensaio foi realizado com o fêmur contralateral íntegro, sendo que durante o ensaio ocorreu uma elevação constante da relação deslocamento angular (grau) por torque (N.m) até o valor de (13,79; 17,201), quando sucedeu uma queda no torque chegando ao valor de 15,859 N.m, subindo novamente, ao alcançar o valor de 18,896 N.m o torque caiu abruptamente. Neste momento ocorreu fratura óssea em espiral (Gráfico 5.3).

Tabela 5.1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur submetido ao ensaio piloto

Prótese Piloto	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	56,4
distal	56,26
diâmetro proximal latero-lateral	18
diâmetro proximal crânio-caudal	17,68
diâmetro distal latero-lateral	19,93
diâmetro distal crânio-caudal	19,48
prótese diâmetro	13,04
prótese tamanho	35,65
cortical distal cranial	1,94
cortical distal caudal	2,72
cortical distal lateral	2,61
cortical distal medial	2,06
diâmetro interno distal crânio-caudal	14,77
diâmetro interno distal latero-lateral	15,43
diâmetro interno distal maior	17,33
diâmetro interno distal menor	13,25
diâmetro haste distal	6
tamanho haste distal	35,91
distancia dos parafusos (aparelho)	91,28
cortical proximal cranial	2,19
cortical proximal caudal	2,39
cortical proximal lateral	2
cortical proximal medial	2,07
diâmetro interno proximal crânio-caudal	13,3
diâmetro interno proximal latero-lateral	13,76
diâmetro interno proximal maior	14,41
diâmetro interno proximal menor	13,07
diâmetro haste proximal	6,01
tamanho haste proximal	32,49

Gráfico 5.1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção da porção proximal da prótese no ensaio piloto

Gráfico 5.2 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção da porção distal da prótese no ensaio piloto

Gráfico 5.3 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur contralateral íntegro no ensaio piloto

5.2 Ensaio dos ossos íntegros (Grupo controle)

Realizou-se os ensaios dos ossos íntegros, inseridos no grupo denominado controle, utilizando a máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® modelo 5002 dotada de célula de carga de 981 N (100 kgf) com uma velocidade de ensaio de 22 mm/min. Os parâmetros força e deformação foram enviados ao computador IBM®-PC através de um sistema de aquisição analógica Lynx® modelo ADS-2000 permitindo a gravação dos parâmetros para posterior análise (Tabela 5.2 e Apêndice A a X). Após a realização dos ensaios foi observada o tipo de fratura ocorrida e a característica mais evidente de localização e provável ponto de ruptura inicial (Tabela 5.3).

Tabela 5.2 - Valores encontrados nos ensaios dos 24 fêmures do grupo controle com seus respectivos números e com identificação de membro direito ou esquerdo com suas respectivas siglas

Fêmur	Rigidez à torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo Pico [s]
F01E	3,72263	0,99953	48,611	16,53	49,86
F02E	5,26881	0,99964	53,195	10,44	31,63
F04E	1,98806	0,99957	33,944	17,66	54,5
F05E	2,23928	0,99932	34,632	20,3	59,76
F07D	1,60211	0,99954	24,663	15,16	46,73
F09D	2,00471	0,99949	30,965	19,7	60,06
F10D	1,10908	0,99943	19,392	19,04	58,1
F12D	2,53222	0,99886	28,559	13,94	40,8
F13D	1,74831	0,99926	16,871	10,51	32,96
F14D	1,72304	0,99962	28,674	21,9	48,76
F15D	2,90796	0,99909	44,257	22,66	55,2
F16E	2,34897	0,99888	23,173	13	41,46
F17D	1,46348	0,99942	22,371	21,78	63,5
F18E	2,06949	0,99967	31,309	16,62	50,66
F19E	2,23907	0,99933	25,236	15,73	49,1
F25D	2,23663	0,99961	34,747	22,98	68,53
F28E	2,14985	0,99973	29,476	15,54	46,6
F29D	2,12062	0,99887	35,09	22,21	67
F35D	1,78438	0,99948	29,246	22,94	68,06
F36E	4,56409	0,9998	54,226	12,24	37,63
F38D	3,56668	0,99985	47,695	18,83	55,93
F39E	2,33114	0,99908	28,444	17,91	53,33
F41D	2,90561	0,99946	39,215	20,93	61,06
F42E	3,80408	0,99954	42,538	18,72	139,76

Tabela 5.3 - Descrição das características do tipo, região de início e localização da fratura no fêmur ensaiado do grupo controle

Fêmur	Tipo de fratura	Região de início da fratura	Terço
F01E	Espiral	Medial	Distal
F02E	Espiral	Medial	Distal
F04E	Espiral	Caudal	Distal
F05E	Espiral	Medial	Distal
F06E	Espiral	Cranial	Médio
F07D	Espiral + Longitudinal	Medial	Distal
F09D	Espiral	Medial	Distal
F10D	Espiral + Longitudinal	Medial	Médio
F12D	Espiral + Cominutiva	Medial	Proximal
F13D	Espiral	Lateral	Médio
F14D	Espiral	Medial	Distal
F15D	Espiral	Medial	Distal
F16E	Espiral + Longitudinal	Medial	Proximal
F17D	Espiral	Lateral	Proximal
F18E	Espiral + Cominutiva	Cranial	Proximal
F19E	Espiral + Longitudinal	Caudal	Distal
F20E	Espiral + Longitudinal	Medial	Distal
F21E	Espiral	Medial	Distal
F24D	Espiral + Longitudinal	Medial	Proximal
F25D	Espiral	Cranial	Proximal
F28E	Espiral + Longitudinal	Medial	Proximal
F29D	Espiral + Longitudinal	Caudal	Distal
F30D	Espiral	Medial	Distal
F35D	Espiral	Lateral	Distal
F36E	Espiral	Cranial	Distal
F38D	Espiral + Longitudinal	Medial	Distal
F39E	Espiral + Longitudinal	Medial	Distal
F41D	Espiral + Longitudinal	Cranial	Distal
F42E	Espiral	Medial	Distal

5.3 Ensaio dos ossos com as próteses

Realizou-se os ensaios dos ossos com as próteses, inseridos nos grupos denominados I, II e III, de acordo com a espessura de capa de cimento ósseo e os resultados encontrados foram analisados estatisticamente (Tabelas 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, gráficos 5.4, 5.5, 5.6, 5.7 e Apêndice Y a Rrr).

Tabela 5.4 - Descrição dos resultados, sem divisão em grupos, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados

(Continua)

Fêmur	Prótese	Diâmetro de haste (mm)	Rigidez torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo Pico [s]
F01D	21	10	1,56134	0,99957	15,408	15,02	44,83
F02D	19	7	0,44148	0,9987	7,624	37,2	86,33
F04D	2	4	0,19014	0,99793	4,4	82,11	201,29
F05D	1	4	0,31154	0,9992	6,465	129,39	365,91
F07E	9	5	0,24738	0,99795	7,314	64,03	162,79
F09E	10	5	0,24021	0,99876	7,716	55,93	141,36
F10E	11	5	0,193	0,99348	5,077	33,45	90,96
F13E	4	5	0,20604	0,99797	5,616	53,22	144,36
F14E	5	5	0,18671	0,99773	6,018	49,95	139,62
F15E	22	8	1,13049	0,99967	13,991	26,81	75
F16D	14	6	0,38329	0,99889	11,616	70,92	166,66
F17E	6	5	0,27414	0,99873	7,498	80,49	192,65
F18D	17	7	0,32469	0,99974	11,295	40,89	100,46
F19D	8	5	0,32424	0,99868	7,578	51,84	123,86
F25E	7	5	0,28307	0,98886	5,662	40,33	111,06
F28D	12	5	0,20743	0,97092	8,381	97,9	221,55
F29E	13	5	0,2473	0,99885	8,427	70,01	167,76
F33E	24	7	0,86189	0,99976	14,932	32,77	85,93

Tabela 5.4 - Descrição dos resultados, sem divisão em grupos, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados

(Conclusão)

Fêmur	Prótese	Diâmetro de haste (mm)	Rigidez torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo Pico [s]
F35E	15	6	0,39897	0,99948	9,115	31,81	78,36
F36D	16	6	0,39497	0,9932	6,752	31,33	77,4
F38E	18	7	0,62114	0,99978	13,98	54,12	138,29
F39D	3	5	0,26527	0,99798	7,01	45,71	135,13
F41E	20	7	0,42618	0,99876	15,104	57,6	155,96
F42D	23	8	1,11153	0,99937	18,202	40,19	108,76

Tabela 5.5 - Descrição dos resultados do grupo I, com capa de cimento de 1 mm a 1,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados

Fêmur	Prótese	Diâmetro da haste [mm]	Rigidez torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo pico [s]
F01D	1	10	1,56134	0,99957	15,408	15,02	44,83
F07E	9	5	0,24738	0,99795	7,314	64,03	162,79
F09E	10	5	0,24021	0,99876	7,716	55,93	141,36
F10E	11	5	0,193	0,99348	5,077	33,45	90,96
F13E	4	5	0,20604	0,99797	5,616	53,22	144,36
F17E	6	5	0,27414	0,99873	7,498	80,49	192,65
F18D	17	7	0,32469	0,99974	11,295	40,89	100,46
F35E	15	6	0,39897	0,99948	9,115	31,81	78,36

Tabela 5.6 - Descrição dos resultados do grupo II, com capa de cimento de 2 mm a 2,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados

Fêmur	Prótese	Diâmetro da haste (mm)	Rigidez torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo pico [s]
F14E	5	5	0,18671	0,99773	6,018	49,95	139,62
F19D	8	5	0,32424	0,99868	7,578	51,84	123,86
F25E	7	5	0,28307	0,98886	5,662	40,33	111,06
F28D	12	5	0,20743	0,97092	8,381	97,9	221,55
F29E	13	5	0,2473	0,99885	8,427	70,01	167,76
F33E	19	7	0,86189	0,99976	14,932	32,77	85,93
F36D	16	6	0,39497	0,9932	6,752	31,33	77,4
F39D	3	5	0,26527	0,99798	7,01	45,71	135,13

Tabela 5.7 - Descrição dos resultados do grupo III, com capa de cimento de 3 mm a 3,5 mm, obtidos no ensaio de torção dos fêmures com próteses, indicando sua numeração com sigla de qual membro se refere, numeração da prótese, diâmetro da haste intramedular correspondente e valores encontrados

Fêmur	Prótese	Diâmetro da haste [mm]	Rigidez torção [N.m/grau]	R2	Torque pico [N.m]	Ângulo pico [grau]	Tempo pico [s]
F02D	19	7	0,44148	0,9987	7,624	37,2	86,33
F04D	2	4	0,19014	0,99793	4,4	82,11	201,29
F05D	1	4	0,31154	0,9992	6,465	129,39	365,91
F15E	17	8	1,13049	0,99967	13,991	26,81	75
F16D	14	6	0,38329	0,99889	11,616	70,92	166,66
F38E	18	7	0,62114	0,99978	13,98	54,12	138,29
F41E	20	7	0,42618	0,99876	15,104	57,6	155,96
F42D	17	8	1,11153	0,99937	18,202	40,19	108,76

Tabela 5.8 – Valores médios das diferenças de rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) do joelho submetido às próteses em relação aos respectivos joelhos íntegros contralaterais, com média geral, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades dos contrastes não-ortogonais (1x2; 1x3)

	Tratamentos			Média	DP	CV (%)	Contrastes	
	Prótese 1	Prótese 2	Prótese 3				1x2	1x3
Rigidez	1,51	1,88	2,23	1,85	0,47	25,5	0,0822	0,0017
Torque	19,30	26,58	28,41	24,68	9,37	38,0	0,1273	0,0526

Tabela 5.9 – Valores médios das diferenças de rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) do joelho submetido às próteses em relação aos respectivos joelhos íntegros contralaterais, com média geral, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades dos contrastes não-ortogonais (1x2; 2x3)

	Tratamentos			Média	DP	CV (%)	Contrastes	
	Prótese 1	Prótese 2	Prótese 3				1x2	2x3
Rigidez	1,51	1,88	2,23	1,85	0,47	25,5	0,0822	0,1159
Torque	19,30	26,58	28,41	24,68	9,37	38,0	0,1273	0,6939

Tabela 5.10 – Valores médios da rigidez à torção (N.m/grau) e pico do torque (N.m) dos joelhos submetidos às próteses com espessura de 5 mm, com respectivas médias, desvio-padrão (DP), coeficiente de variação (CV) e probabilidades do teste t

	Tratamentos		Média	DP	CV (%)	Probabilidade
	Prótese 1	Prótese 2				
Rigidez	0,23	0,25	0,24	0,04	17,5	0,4616
Torque	6,64	7,18	6,94	1,16	16,7	0,4755

Tabela 5.11 – Resultado de análise de correlação linear de Pearson, que quantifica a força de associação linear entre duas variáveis, mostrando a evidência estatisticamente significativa ao nível de 5% de uma associação positiva entre rigor e torque do joelho com prótese e íntegro

Correlação Linear de Pearson	r	P
Rigor – torque (prótese)	0,58	0,0060
Rigor – torque (íntegros)	0,90	<0,0001

Gráfico 5.4 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados da rigidez à torção encontrados no joelho íntegro. O eixo x do gráfico representa os valores da rigidez, o eixo y à esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e à direita o número de unidades experimentais

Gráfico 5.5 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados do torque encontrados no joelho íntegro. O eixo x do gráfico representa os valores do torque, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais

Gráfico 5.6 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados da rigidez à torção encontrada nos joelhos com prótese. O eixo x do gráfico representa os valores da rigidez, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais

Gráfico 5.7 – Gráfico de normalidade apresentando o histograma de frequência e histograma dos resultados do torque encontrado nos joelhos com prótese. O eixo x do gráfico representa os valores do torque, o eixo y a esquerda indica o número absoluto utilizado para a curva de Gauss e y a direita o número de unidades experimentais

Discussão

6 DISCUSSÃO

A área de medicina veterinária vem se desenvolvendo rapidamente, possibilitando aos pacientes uma melhor qualidade de tratamento e a possibilidade do médico veterinário utilizar em sua rotina uma quantidade cada vez maior de recursos terapêuticos visando o sucesso do tratamento.

O desenvolvimento de novas técnicas e tecnologias depende da coleta de dados de base para possibilitar um estudo técnico e embasamento científico corroborando os resultados clínico-cirúrgicos, concordamos com Duyck et al. (2004) que citam que apesar de diversos estudos contribuírem para o entendimento do papel do ambiente de estresse e tensão ósseo, a confiabilidade de tais estudos ficam comprometidas devido ao fato dos estímulos mecânicos utilizados não conseguirem isolar todas as forças atuantes.

O membro pélvico canino tem sido tema de diversos estudos clínico-cirúrgicos devido à alta incidência de moléstias que acometem esta região anatômica e suas conseqüências para a qualidade de vida dos pacientes e de seus proprietários. Em determinadas raças, algumas doenças são mais predispostas a ocorrerem de acordo com sua herança genética. Porém, a grande maioria das doenças que acometem o membro pélvico não está diretamente relacionada a uma raça específica, e muitas vezes estão mais ligadas ao modo de vida do paciente. Alguns exemplos são a ocorrências de fraturas de alta cominuição decorrentes de traumas de alta energia e neoplasias ósseas, cada vez mais freqüentes devido ao fato da melhor qualidade de vida levar o nosso paciente a uma maior longevidade, gerando doenças muito ligadas ao processo de envelhecimento do indivíduo.

O fêmur canino possui algumas características anatômicas que o tornam um dos ossos mais desafiadores de se pesquisar, em especial em ensaios biomecânicos de torção devido à dificuldade de padronização dos ensaios e complexidade em determinar seu eixo central.

O osso cortical diafisário é um material compósito constituído basicamente por hidroxiapatita, que lhe confere rigidez, e uma matriz de colágeno, uma proteína responsável por suas propriedades elásticas e plásticas. Estas características possibilitam ao osso apresentar uma resistência adaptada às tensões pontuais, variáveis ao longo do tempo, posição e as solicitações externas (CAMARGO et al.,

2002). Os cães diferentemente dos humanos, sofrem menos conseqüências da idade na capacidade de retenção de cálcio nos tecidos ósseos, porém seu metabolismo é afetado, e a capacidade de consolidação óssea deve sempre ser levada em conta nos animais idosos. Nos animais utilizados no estudo, não foram incluídos animais dentro da faixa considerada idosa, que para os indivíduos deste estudo seria considerada $8,85 \pm 1,38$ anos (GOLDSTON, 1999).

Trabalhos mostram que o momento de ruptura óssea animal durante o movimento torcional, não é influenciado pela direção do movimento (YAMADA, 1970), sendo, portanto indiferente a rotação interna ou externa do membro durante o ensaio de torção. Foi estabelecido realizar os ensaios utilizando um protocolo de rotação externa com a finalidade de padronização e assumindo uma situação onde o cão estivesse realizando um movimento de cadeia fechada durante um movimento curvilíneo uniforme, tentando assim mimetizar ao máximo uma situação onde as forças de rotação estariam agindo de forma significativa no fêmur.

É descrito que, no caso de fêmures, o centro da fratura ocorre no meio do osso (YAMADA, 1970), fato este que corrobora os achados no ensaio de torção, onde as fraturas em espiral tinham seu centro em região diafisária.

O torque médio encontrado nos mostra a força necessária para rodar o osso até o ponto de ruptura da cortical, estudos realizados anteriormente relatam valores de torque médio diferentes dos encontrados neste estudo. O valor médio para o fêmur canino encontrado na literatura é de 14,3226 N.m (YAMADA, 1970), valor menor que o 31,625 N.m encontrado no nosso estudo, é importante notar que Yamada (1970) não descreve o grupo de cães utilizados no ensaio biomecânico, tornando impossível a realização de comparações de dados de forma fidedigna. O torque é dependente do diâmetro do osso, sendo, portanto importante estabelecer uma padronização do grupo testado, ou avaliar outros parâmetros que não dependam do diâmetro ósseo. Os valores encontrados por Yamada (1970) provavelmente foram obtidos com grupos de fêmures caninos de diâmetros menores que os testados no ensaio de torção deste trabalho, tornando a comparação de valores altamente discutível.

No presente estudo, o processo de padronização dos ensaios foi complexo e necessitou de diferentes modelos experimentais para se chegar ao protocolo empregado neste estudo.

A tentativa de se padronizar um tamanho de cão se mostrou ineficiente devido ao fato de cães de raças diferentes, apesar de estarem na mesma faixa de peso corpóreo, possuírem fêmures de comprimentos e diâmetros muito heterogêneos, fato este que não foi comentado por grande parte dos autores pesquisados. Gibson et al. (2008) em seu estudo utilizando fêmures felinos relatam que a comparação dos dados de seu estudo com os de trabalhos utilizando ossos humanos ou bovinos ficaria prejudicada devido ao fato de tais estudos, em sua maioria, serem realizados com segmentos ósseos e não com a peça anatômica inteira. Em nenhum momento Gibson et al. (2008) comentam a dificuldade de padronização das peças de seu estudo, muito provavelmente devido ao fato da espécie felina possuir uma maior homogeneidade de comprimento e diâmetro femoral que a espécie canina.

A padronização das dimensões femorais para os ensaios biomecânicos poderia ser obtida se o estudo contemplasse uma única raça específica, porém em nossa opinião o fato de ocorrer uma grande variação de tamanho das peças coletadas não comprometeu o resultado do estudo, provocando apenas uma maior dificuldade no desenvolvimento da metodologia de padronização do ensaio.

A utilização do método de congelamento, como descrito por Martin e Sharkey (2001), a -24°C para o armazenamento das peças de ensaio se mostrou eficiente e prático. As embalagens plásticas facilitaram a manipulação e identificação de cada fêmur. Não se observou nenhuma fissura ou aparente alteração nos corpos de prova decorrentes do processo de congelamento e posterior descongelamento para sua utilização no ensaio de torção. Isto pode ser creditado ao cuidado na manipulação dos ossos no local de armazenamento e no processo de congelamento e descongelamento que foram realizados de forma lenta, evitando alterações térmicas bruscas no material biológico. Concordamos com Martin e Sharkey (2001) que descrevem este protocolo utilizado no nosso estudo como imprescindível para manutenção das propriedades mecânicas dos tecidos.

O ensaio piloto foi realizado com o intuito de verificar a funcionabilidade da prótese durante o ensaio de torção, e foi observada a ocorrência de um deslocamento entre a região proximal e distal da prótese, ou seja, ocorreu uma falha de resistência à torção entre os módulos da prótese, impossibilitando assim uma avaliação das forças envolvidas na interface prótese cimento osso. Nós avaliamos que o eixo central da prótese no formato cilíndrico não gerava uma boa estabilidade ao sistema, diferentemente da prótese descrita por Pereira et al. (2000) que possuía um eixo

central cilíndrico com sistema de travamento cônico “Morse”, mas cuja solução para evitar a rotação foi a incorporação de um pino estabilizador aos módulos da prótese. A partir desta observação determinou-se que seria necessária a modificação do eixo central dos módulos da prótese, decidindo-se por usar o eixo cilíndrico no formato sextavado para aumentar a resistência local às forças de rotação. Tal solução demonstrou ser efetiva, evitando problemas de estabilização rotacional entre os módulos protéticos nos ensaios posteriores.

Devido à impossibilidade de se avaliar a peça no ensaio piloto causada pela rotação dos módulos da prótese, decidiu-se separar os módulos e avaliar isoladamente cada segmento. Nos dois segmentos, no momento da desestruturação da interface osso cimento prótese, ocorreu fratura na cortical óssea e soltura da interface cimento endósteo como mencionado por Kim et al. (2004), tornando instável a prótese. Porém ao contrário do que Verdonshot e Huiskes (1997), Mason et al. (2003) e Iwasaka et al. (2005) descrevem em seus trabalhos, não houve soltura da interface prótese cimento. Este resultado pode ser devido ao fato da prótese utilizada no ensaio piloto possuir as hastes intramedulares com uma leve curvatura, incidindo um acúmulo de forças sobre a cortical óssea durante o movimento angular causado pelo ensaio. Estas forças provavelmente causaram a fratura na cortical óssea e a subsequente soltura da interface cimento osso antes das demais.

A curvatura da haste intramedular permitiria melhor adequação à curvatura anatômica do fêmur canino com maior homogeneidade na cimentação da prótese, porém este detalhe dificultaria sobremaneira a padronização dos ensaios. De fato, cada fêmur possui um grau de desvio individual, e para manutenção desta curvatura seria necessária a usinagem de próteses sob medida para cada corpo de prova, o que criaria dificuldades na padronização das próteses. Além disto, a manutenção da curvatura femoral ainda dificultaria a determinação do eixo de rotação destes fêmures.

Devido a estas observações decidiu-se retificar o eixo das hastes intramedulares e tentar diminuir a influência do desvio ósseo com os protocolos de cimentação.

No ensaio piloto realizado com o fêmur contralateral íntegro ocorreu uma elevação constante da relação deslocamento angular (grau) por torque (N.m) até o instante em que ocorreu uma queda no torque, nova subida, até cair abruptamente, ocorrendo então uma fratura óssea em espiral. A primeira queda no torque provavelmente ocorreu devido a um escorregamento dos parafusos estabilizadores

em relação à cortical óssea, e a fratura que culminou no final do ensaio se iniciou próximo a um dos parafusos estabilizadores do sistema, sendo portanto um ponto de acúmulo de forças que poderia modificar o resultado final do experimento. Estas observações nos possibilitaram inferir que a utilização de parafusos em contato direto com a cortical óssea não seria a melhor opção de estabilização do sistema durante o ensaio. A solução encontrada foi a utilização de um sistema de cimentação inédito, com a finalidade de incorporar bases de polimetilmetacrilato nas áreas mais proximais e distais da peça de ensaio, possibilitando o contato dos parafusos sobre a superfície de polimetilmetacrilato, facilitando a dispersão de forças e diminuindo assim a possibilidade de sobrecarga óssea nos pontos de pressão do sistema. O sistema de cimentação se mostrou extremamente eficiente em sua função de auxiliar na retificação do corpo de prova.

Uma correta centralização do fêmur é ponto fundamental para uma correta avaliação e padronização de um ensaio de torção, seja ele destrutivo ou não. A anatomia normal do fêmur canino dificulta o estabelecimento de protocolos e controle de todas as variáveis que possam influenciar no resultado e dados do ensaio. Concordamos que a análise biomecânica é de grande importância na obtenção de dados necessários para compreender melhor como as forças atuam em determinadas estruturas ou implantes como citado por Bernadé et al. (2002).

A ostectomia inicial visou padronizar o tamanho dos fêmures e tentar retirar do sistema a porção mais distal do fêmur que normalmente é a região mais problemática em relação à centralização no ensaio de torção. As marcações realizadas nos ossos permitiram padronizar a quantidade de osso que ficou dentro dos copos de PVC e a distância entre as porções proximais e distais que foram subsequenteiramente estabilizados com a resina acrílica. Com estes cuidados foi possível padronizar, independente do tamanho inicial do fêmur íntegro, o tamanho do corpo de prova durante o ensaio.

Com a padronização do tamanho do corpo de prova foi possível eliminar uma das variáveis do ensaio que era a distância do braço de força que iria transmitir as forças da porção proximal para a porção distal do fêmur.

O desenvolvimento do sistema de cimentação também foi imprescindível para o correto posicionamento do fêmur durante o ensaio, apesar de todos os cuidados realizados a fim de retificar os fêmures, ainda existiam algumas peças que mantinham um desvio caudal do eixo ósseo, nestes casos a calha de PVC

possibilitou uma certeza no paralelismo entre os copos de PVC e a existência dos parafusos nos respectivos copos permitiu um ajuste fino da angulação do fêmur antes do processo de polimerização da base de resina acrílica.

Concordamos que o procedimento de cimentação da prótese se mostrou um ponto fundamental no sucesso da estabilização protética como relatado por Hoefle (1974), Nunamaker (1985) e Olmstead (1995), o tempo de polimerização deve ser respeitado, utilizando-se como referência o início da fase borrachoide, evidenciada pelo momento onde o cimento não adere mais na luva cirúrgica como citado por Messick et al. (2007), sendo facilmente manipulado. O tempo de polimerização permitiu facilmente a cimentação dos dois módulos da prótese, sendo necessário um especial cuidado no que tange a centralização da haste no canal medular. Edwards et al. (1997) em seu trabalho relataram uma correlação entre contato da prótese com o endósteo com uma maior probabilidade de falha do implante, porém existem autores que divergem desta opinião, não encontrando correlação significativa nesta situação (FRANKEL et al., 2004). Em nosso estudo não foram encontrados desvios de eixo de cimentação que evidenciasse contato da haste do implante com o endósteo, impossibilitando uma comparação entre os dados dos trabalhos citados na literatura, mas podemos inferir que um desvio mais significativo da prótese no eixo do canal medular irá provocar uma fragilidade da estabilização devido ao fato de ocorrer um menor recobrimento de cimento em certas regiões do implante como citado por Frankel et al. (2004) e uma sobrecarga dos pontos de contato implante endósteo, fato também citado por Edwards et al. (1997), principalmente quando submetido a forças de rotação devido a possibilidade de movimentos de alavanca na cortical óssea, podendo em casos extremos causar uma fratura iatrogênica.

Concordamos com Majkowski et al. (1993) e Ishihara et al. (2002) que descrevem em seu trabalho a importância da limpeza do canal medular para uma correta penetração na interface cimento osso, em nosso estudo a partir da preparação da peça para a implantação da prótese foi nítida a necessidade de uma boa fresagem do canal medular e secagem da área antes do procedimento de cimentação. Com certeza em ambiente cirúrgico in-vivo este tipo de procedimento é dificultado pela presença de hemorragia e campo cirúrgico mais limitado, porém o cirurgião deve ter em mente que sua preparação pré-cimentação é diretamente relacionada a chance de sucesso na estabilização. Em todos os ensaios biomecânicos, com as próteses, ocorreu soltura da interface cimento prótese, sendo que a interface cimento osso se

manteve estável em todos os corpos de prova. Este resultado corrobora os resultados encontrados no trabalho de Skurla et al. (2005) que durante a sua avaliação *post-mortem* de 38 implantes de próteses de quadril caninos observou que 73 % das instabilidades estavam relacionadas a interface implante cimento.

Em nossa opinião isto se deve principalmente ao fato de uma boa preparação da área de implantação e da geometria inerente ao canal medular provocar uma resistência natural ao movimento de rotação interna.

Devemos lembrar que nossa avaliação foi realizada imediatamente após o procedimento de cimentação da prótese, não permitindo que outros fatores como a presença de fluidos regionais, que segundo Ilesaka et al. (2005) podem modificar drasticamente a estabilidade da prótese em apenas duas semanas, pudessem afetar os resultados. Isto se deve ao fato do escopo de nosso trabalho não visar determinar estes tipos de fatores externos interferindo na estabilidade protética.

Nos ensaios

A substituição ou reparo ósseo utilizando-se implantes e próteses possibilita ao médico veterinário diminuir a dor e melhorar a qualidade deambulatoria e de vida de seu paciente, sendo que estes materiais devem cumprir alguns requisitos básicos para serem utilizados que são possibilidade de utilização em animais de tamanhos variados, manutenção de estabilidade quando submetidos a carga cíclica, possibilitar uma amplitude de movimento funcional e prover uma boa estabilidade cinemática.

Em Medicina Veterinária, a maioria das próteses é utilizada para substituir parcialmente as articulações femorais, sendo estas pouco exploradas em outras regiões anatômicas.

Na literatura existe descrição de diversos trabalhos utilizando como modelo experimental a prótese de quadril, tanto na área humana (JOSHI et al., 2000; HANDELS et al., 2001; WAIDE et al., 2004), como na área médica-veterinária (HUNTER et al., 2003; MASON et al., 2003; SHAHAR et al., 2003, FRANKEL et al., 2004; BERGH et al., 2006; MINTO et al., 2006), isto se deve principalmente ao fato de em ambas as áreas a grande incidência de moléstias nesta região anatômica demandar o desenvolvimento de próteses que pudessem auxiliar os pacientes em sua recuperação. O grande desenvolvimento e pesquisa deste tipo de prótese possibilitaram aos profissionais a utilização de modelos de próteses cimentadas ou

não, cada uma com sua característica e vantagens e desvantagens inerentes a técnica de estabilização empregada.

Em pacientes humanos, segundo relatado por Donati et al. (2001) que acompanharam a evolução de 25 pacientes tratados com próteses modulares não cimentadas, 16 % dos casos necessitaram de revisão cirúrgica em um período de até 10 anos de realização do procedimento e os problemas encontrados foram reabsorção da área acetabular e soltura da fixação da prótese em sua porção femoral. É importante notar que foi descrito que em 68 % dos casos foi observada osteoporose na região da haste protética, provavelmente causado por um acúmulo de forças na região. A osteoporose não é uma moléstia comum em medicina veterinária, mas a reabsorção periprotética é relacionada a uma maior prevalência de soltura de implantes como descrito por Frankel et al. (2004).

Concordamos com Slurka et al. (2005), que descreve que apesar da espécie canina ser confiável em relação a modelo experimental para próteses humanas, deve-se levar em conta as particularidades de cada espécie no momento da avaliação dos resultados encontrados a fim de não incorrer em erros de interpretação.

A carência de dados sobre próteses modulares de diáfise de ossos longos nos levou a desenvolver um modelo experimental que pudesse facilitar a padronização dos ensaios e ao mesmo tempo ser aplicável na rotina clínico cirúrgica diária.

Nos ensaios realizados com os fêmures íntegros foram utilizados os protocolos desenvolvidos no ensaio piloto, em todas as peças de ensaio ocorreu fratura em espiral, fato esperado devido ao tipo de força atuante na cortical óssea durante o ensaio de torção. Em treze fêmures foi observada a ocorrência de outros tipos de fraturas concomitantes a espiral, isto pode ser explicado pela desestruturação do arcabouço ósseo no momento da fratura em espiral inicial, desviando o eixo central da peça de ensaio e conseqüentemente incidindo forças estranhas ao ensaio de torção. Outro fator que não deve ser descartado é a possibilidade de ter ocorrido pequeno desvio do eixo central ósseo durante o processo de cimentação ou de incorporação da peça a máquina de ensaio universal, gerando a contaminação de forças estranhas ao movimento puro de torção.

Em todos os ensaios foi possível observar no gráfico do ensaio um momento inicial onde a curva se apresentava com uma inclinação muito discreta, provavelmente devido à adequação de todo o sistema composto pela correia de tração e pontos de estabilização entre a máquina de ensaios e a resina de polimetilmetacrilato. Após

este momento inicial o gráfico adquiria uma inclinação mais acentuada, até ocorrer o momento da fratura óssea.

Até o momento da queda abrupta dos valores no gráfico durante o ensaio, foram detectadas diversas quedas discretas que provavelmente eram causadas por pequenas fissuras na cortical óssea, mas que não foram consideradas como pontos de desestruturação devido ao fato do sistema conseguir se adaptar e recuperar a estabilidade torcional.

Os ensaios realizados com os grupos I, II e III utilizaram a metodologia desenvolvida no ensaio piloto, sendo que cada prótese foi utilizada em apenas um ensaio visando evitar a reutilização e possibilidade de alteração nos resultados devido à possibilidade de mudanças estruturais da prótese causadas pelo ensaio de torção.

Todos os valores dos resultados dos ensaios dos grupos denominados de I, II e III foram comparados com os resultados do grupo controle. Foi realizada a diferença dos valores de torque máximo, também denominado de torque pico, e da rigidez à torção do fêmur ensaiado com a prótese e seu respectivo membro contralateral íntegro, decidiu-se por esta metodologia com a finalidade de realizar uma avaliação estatística e de valores numéricos que reduzissem a discrepância causada pela grande variedade de dimensões ósseas nos grupos. Com este procedimento acreditamos que os resultados puderam ser avaliados de forma mais fidedigna.

Os resultados dos ensaios dos grupos experimentais mostraram um aumento nos valores de rigidez à torção e torque máximo de acordo com o aumento de espessura da capa de cimento nos grupos.

Apesar dos valores absolutos aumentarem entre os grupos, os valores de torque máximo não foram estatisticamente significantes quando analisados os resultados entre os grupos I e II e entre os grupos II e III. Porém realizando análise entre os grupos I e III os resultados foram estatisticamente significantes.

Em relação à rigidez à torção, os resultados comparando o grupo I com o III foram significantes estatisticamente e ocorreu uma tendência de significância estatística entre o grupo I e II, porém entre o grupo II e III, para este parâmetro, os valores não foram considerados estatisticamente significantes.

Após a primeira etapa de testes estatísticos, inferimos a possibilidade de devido a utilização de ossos de diâmetros heterogêneos nos grupos, apesar de todos os cuidados em tentar padronizar as avaliações, o ensaio ainda estar sendo interpretado de forma indevida. Com a finalidade de validar nossos resultados

conseguimos isolar seis fêmures do grupo I e cinco fêmures do grupo II que utilizaram o mesmo tamanho de haste intramedular de 5 mm de diâmetro. Possuindo, portanto uma maior homogeneidade de diâmetro ósseo. Realizamos o teste estatístico entre os dois grupos e o resultado foi semelhante à análise inicial, ou seja, estatisticamente os grupos I e II não possuíam diferenças significantes de rigidez à torção e torque máximo, nos mostrando que provavelmente as diferenças de diâmetro ósseo não interferiram na avaliação do estudo.

Os resultados das análises estatísticas nos mostraram que as espessuras de capa de cimento na faixa de 1 mm a 2,5 mm, apesar de possibilitar um aumento gradual nos valores de torque máximo e rigidez à torção, não são suficientes para estatisticamente serem significantes e podem ser consideradas iguais em relação ao comportamento biomecânico avaliado por este estudo. Este resultado corrobora os achados de Skinner et al. (2003) que avaliaram duas técnicas renomadas de implantação de próteses de quadril humanas, sendo que o grande diferencial residia no fato de utilizarem espessuras de cimento muito discrepantes entre si, e chegou a conclusão de que não existia diferença entre utilizar capas de cimento finas ou um pouco maiores que 2mm, obtendo inclusive resultados levemente superiores com a técnica de menor espessura.

Resultado semelhante foi encontrado quando nós comparamos a faixa de capa de cimento de 2 mm a 3,5 mm demonstrando não serem significantes estatisticamente, podendo ser consideradas iguais em relação ao seu comportamento biomecânico nos parâmetros analisados.

A comparação que foi avaliada como estatisticamente significativa e pode ser considerada como diferente em relação ao comportamento biomecânico da faixa de capa de cimento ocorreu entre o grupo I de 1 mm a 1,5 mm e o grupo III de 3 mm a 3,5 mm.

Através dos resultados encontrados podemos inferir que existe a possibilidade das divisões dos grupos abrangerem faixas de capa de cimento muito próximas, não possibilitando ao nosso modelo de avaliação experimental reconhecer diferenças significativas entre os grupos em contato direto.

Segundo Frankel et al. (2004) na literatura médica existem trabalhos que recomendam capas de cimento de 2 mm a 5 mm a fim de diminuir as chances de ocorrer soltura asséptica dos implantes, porém em seu estudo não foram observados uma maior ocorrência de problemas em cães submetidos a

procedimentos com capas de cimento menores que 2 mm. Fato este que também é justificado pelos resultados de nossas avaliações biomecânicas.

Apesar de estatisticamente alguns resultados não obterem diferenças significantes devemos lembrar que, em números absolutos, os valores de rigidez à torção e torque máximo aumentaram de acordo com o incremento da capa de cimento, porém, a partir destes resultados podemos inferir sobre a real vantagem em utilizar uma capa de cimento mais espessa em detrimento de uma haste intramedular de diâmetro maior, conferindo uma maior resistência à prótese. O aspecto do aquecimento do cimento ósseo como descrito por Webb e Spencer (2007) também não deve ser esquecido, pois quanto maior a espessura da capa de cimento maior a temperatura máxima atingida no processo de polimerização, aumentando a possibilidade de causar lesões como necroses decorrentes de desnaturação protéica.

Conclusões

6 CONCLUSÕES

A partir da análise dos dados e observações obtidas no curso deste trabalho experimental nos permitem concluir que:

- A utilização do eixo central da prótese diafisária femoral sextavado se mostrou mais estável a forças de torção em relação ao eixo cilíndrico.
- Nas condições apresentadas neste estudo não existe diferença biomecânica significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento entre 1 mm e 2,5 mm.
- Nas condições apresentadas neste estudo não existe diferença biomecânica significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento entre 2 mm e 3,5 mm.
- Nas condições apresentadas neste estudo existe diferença biomecânica significativa, em relação à rigidez à torção e torque máximo, na utilização de capas de cimento entre a faixa de 1 mm a 1,5 mm e de 3 mm a 3,5 mm.
- Maiores estudos são necessários a fim de avaliar outras forças envolvidas na interação prótese cimento osso de próteses diafisárias em pequenos animais, principalmente em modelos experimentais in vivo.

Referências

REFERÊNCIAS

- BAROUD, G.; FALK, R.; CROOKSAHNK, M.; SPONAGEL, S.; STEFFEN, T. Experimental and theoretical investigation of directional permeability of human vertebral cancellous bone for cement infiltration. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 189-196, 2004.
- BISHOP, N. E.; FERGUSON, S.; TEPIC, S. Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78-B, n. 3, p. 349-356, 1996.
- BRAMWELL, V. H.; BURGESS, M.; SNEATH, R.; SOUHAMI, R.; van OOSTEROM, A. T.; VOUTE, P. A.; ROUESSE, J.; SPOONER D.; CRAFT, A. W.; SOMERS, R. A. Comparison of two short intensive adjuvant chemotherapy regimens in operable osteosarcomas of limbs in children and young adults: the first study of the European Osteosarcoma Intergroup. **Journal of Clinical Oncology**, v. 10, p. 1579-1591, 1992.
- CAMARGO, O. P.; CROCI, A. T.; CAMPOS FILHO, R. Nova endopróteses diafisária no tratamento das neoplasias ósseas metastáticas. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, v. 27, n. 11/12, p. 841-843, 1992.
- CAMNASIO, F.; RAVASI, F. Modular prostheses in metastatic bone disease of the proximal femur. **Bulletin Hospital for Joint Diseases**, v. 54, n. 4, p. 211-214, 1996.
- CAMPANACCI, M.; CAPANNA, R.; RUGGIERI, P.; RITSCHL, P.; DE CRISTOFARO, R.; FERRARO, A.; de MAIO, M. Cementless modular prosthesis. Results and complications. **La Chirurgia degli Organi di Movimento**, v. 75, n. 1, p. 179-183, 1990.
- CAPANNA, R.; BIAGINI, P.; RUGGIERI, G.; BETTELLI, M.; CAMPANACCI, M. Protesis modulari tipo I.O.R. per femore prossimale, risultati preliminary. **La Chirurgia degli Organi di Movimento**, v. 70, p. 45-51, 1985.
- CAPANNA, R.; VAN HORN, J. R.; BIAGINI, R.; RUGGIERI, P.; BETTELLI, G.; SOLA, G.; CAMPANACCI, M. A humeral modular prosthesis for bone tumor surgery: a study of 56 cases, **International Orthopaedics**, v. 10, p. 231-238, 1986.
- SCHEERLINCK, T.; MEY, J.; DEKLERCK, R.; NOBLE, P. C. CT analysis of defects of the cement mantle and alignment of the stem. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 88-B, n. 1, p. 19-25, 2006.
- CHU, Y. H.; ELIAS, J. J.; DUBA, G. N.; FRASSICA, F. J.; CHAO, E. Y. S. Stress and micromotion in the taper lock joint of a modular segmental bone replacement prosthesis. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1175-1179, 2000.

DIAS, R. C.; KISAKI, Y.; NETO, A. U.; NETO, F. B.; TARRAGO, R.; SCHWARTSMANN, C. R. Estudo experimental da reação óssea ao titânio Ti6Al4V recoberto com hidroxiapatita. **Revista Brasileira de Ortopedia e traumatologia**, v. 28, n. 6, p. 407-412, 1993.

DONATI, D.; ZAVATTA, M.; GOZZI, E.; GIACOMINI, S.; CAMPANACCI, L.; MERCURI, M. Modular prosthetic replacement of the proximal femur after resection of a bone tumor: A long-term follow-up. **The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)**, v. 83-B, n. 8, p. 1156-1160, 2001.

DUNST, J.; SAUER, R.; BURGERS, J. M.; HAWLICZEK, R.; KÜRTE, R.; WINKELMANN, W.; SALZER-KUNTSCHEK, M.; MÜSCHENICH, M.; JÜRGENS, H. Radiation therapy as local treatment in Erwing's sarcoma: results of the cooperative Erwing's sarcoma studies. **Cancer**, v. 67, p. 2818-2825, 1991.

DUYCK, J.; De COOMAN, M.; PUERS, R.; Van OOSTERWYCK, H.; SLOTEN, J. V.; NAERT, I. A repeated sampling bone chamber methodology for evaluation of tissue differentiation and bone adaptation around titanium implants under controlled mechanical conditions. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1819-1822, 2004.

EDMONDSON, S. J.; SINGER, K. P.; DAY, R. E.; BREIDAHL, P. D.; PRICE, R. I. Formalin fixation effects on vertebral bone density and failure mechanics: an *in vitro* study of human and sheep vertebrae. **Clinical Biomechanics**, v. 9, n. 3, p. 175-179, 1994.

EDWARDS, M. R.; EGGER, E. L.; SCHWARTZ, P. D. Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs: 11 cases in 10 dogs (1991-1995). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 211, p. 580-586, 1997.

FRANKEL, D. J.; PLUHAR, E.; SKURLA, C. P.; EGGER, S.; JAMES, S. P. Radiographic evaluation of mechanically tested cemented total hip arthroplasty femoral components retrieved post-mortem. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 17, p. 216-224, 2004.

GARCIA FILHO, R. J.; KORUKIAN, M.; ISHIHARA, H. Y.; PONTE, F. M. Endopróteses não convencionais sem cimento para o tratamento dos tumores ósseos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 38, p. 855-860, 1998.

GIBSON, T. W. G.; MOENS, N. M. M.; RUNCIMAN, R. J.; HOLMBERG, D. L.; MONTEITH, G. M. The biomechanical properties of the feline femur. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 21, p. 1-6, 2008.

GORMAN, H. A. A new prosthetic hip joint. **Military Medicine**, v. 121, p. 91-96, 1957.

GRIFFON, D. J.; WALLACE, L. J.; BECHTOLD, J. Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution. **American Journal of Veterinary Research**, v. 56, n. 6, p. 822-825, 1995.

HENRY, J. C.; DAMRON, T. A.; WEINER, M. M.; HIGGINS, M. E.; WERNER, F. W.; SIM, F. H. Biomechanical analysis of humeral diaphyseal segmental defect fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 396, p. 231-239, 2002.

HAMER, A. J.; STRACHAN, J. R.; BLACK, M. M.; IBBOTSON, C. J.; STOCKLEY, I.; ELSON, R. A. Biomechanical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement. A comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78-B, n.3, p. 363-368, 1996.

HOEFLE, W.D. a surgical procedure for prosthetic total hip replacement in the dog. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 10, p. 269-276, 1974.

HUSS, B.T.; ANDERSON, M.A.; WAGNER-MANN, C.C.; PAYNE, J.T. Effects of temperature and storage time on pin pull-out testing in harvested canine femurs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 56, n. 6, p. 715-719, 1995.

IESAKA, K.; JAFFE, W. L.; JONES, C. M.; KUMMER, F. J. The effects of fluid penetration and interfacial porosity on the fixation of cemented femoral components. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 87-B, n. 9, p. 1298-1302, 2005.

ILYAS, I.; YOUNGE, D.; PANT, R.; MOREAU, P. Limb salvage for proximal tibial tumors using a modular prosthesis. **International Orthopaedics**, v.24, p. 208-211, 2000.

ISHIHARA, S.; GOSHIMA, T.; KANEKASU, K.; McEVILY, A.J. The static and cyclic strength of a bone-cement bond. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine and Biology**, v. 13, p. 449-455, 2002.

JEE, W.S.S. Integrated bone tissue physiology: Anatomy and Physiology. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook**, Boca Raton, CRC Press, 2001, p. 1.1-1.34.

JOSHI, M.G.; SANTARE, M.H.; ADVANI, S.G. Survey of stress analyses of the femoral hip prosthesis. **Applied Mechanics Reviews**, v. 53, p. 1-18, 2000.

KANG, Q.; YUEHUEI, H.; FRIEDMAN, R.J. Effects of multiple freeze-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone. **American Journal of Veterinary Research**, v. 58, p. 1171-1173, 1997.

LAKES, R. Viscoelastic properties of cortical bone. In: COWIN, S.C. **Bone Mechanics Handbook**, Boca Raton, CRC Press, 2001, p. 11.1-11.12.

MALAWER, M.M.; CHOU, L.B. Prosthetic survival and clinical results with use of large segment replacements in the treatment of high grade bone sarcomas. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 77-A, p. 1154-1165, 1995.

MARTIN, R.B.; SHARKEY, N.A. Mechanical effects of postmortem changes, preservation, and allograft bone treatments. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook**, Boca Raton, CRC Press, 2001, p. 20.1- 20.12.

MASON, D. R.; SCHULZ, K. S.; KASS, P. H.; STOVER, S. M. Effect of stem flattening on rotational stability of a canine femoral hip component in polymethylmethacrylate cement. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 16, p. 238-242, 2003.

MESSICK, K. J.; MILLER, M. A.; DAMRON, L. A.; RACE, A.; CLARKE, M. T.; MANN, K. A. Vacuum-mixing cement does not decrease overall porosity in cemented femoral stems. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 89-B, n. 8, p. 1115-1121, 2007.

MOECKEL, B. H.; DINES, D. M.; WARREN, R. F.; ALTCHECK, D. W. Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 74-A, n.6, p. 884-889, 1992.

NUNAMAKER, D. Total Joint replacement. In: NEWTON, C.D; NUNAMAKER, D. **Textbook of Small Animal Orthopedics**, Philadelphia, J.B. Lippincott Company, 1985; p. 555-560.

OLMSTEAD, M.L. The canine cemented modular total hip prosthesis, **Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 31, p. 109-124, 1995.

OTT, R. L. **An introduction to statistical methods and data analysis**, 4. ed. Belmont, CA: Wadsworth Inc., 1993.

PELKER, R.R.; FRIEDLAENDER, G.E.; MARKHAM, T.C. Biomechanical properties of bone allografts. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 174, p. 54-57, 1983.

PELKER, R.R.; FRIEDLAENDER, G.E.; MARKHAM, T.C.; PANJABI, M.M.; MOEN, C.M. Effects of freezing and freezing-drying on the biomechanical properties of rat bone. **Journal of Orthopedic Research**, v. 1, p. 405-411, 1984.

PEREIRA, S.L.B.; CAMARGO, O.P.; CROCI, A.T.; NETO, R.B.; PEREIRA, C.A.M.; BAPTISTA, A.M.; CAIERO, M.T. Análise biomecânica dos módulos de titânio das endopróteses modulares empregadas nas substituições dos grandes ossos. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, V. 35, n. 10, p. 390-395, 2000.

PEREIRA, E.S; GUERRA, J.L; CONTRERAS, M.E.K; MIASAKI, N.N; MAYORGA, E.C. Estudo experimental da reação tecidual à liga de titânio Ti6Al4V (ELI): uma análise qualitativa. **Revista Brasileira de Ortopedia e Traumatologia**, v. 27, n. 8, p. 286-294, 1991.

PIERMATTEI, D.L. Fraturas do fêmur e patela. In: PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.L. **Manual de ortopedia e tratamento das fraturas de pequenos animais**. São Paulo, Manole, 1999, p. 437-480.

PRENDERGAST, P.J. Bone prostheses and implants. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook**, Boca Raton, CRC Press, 2001, p. 35.1-35.19.

RAMANIRAKA, N.A; RAKOTOMANANA, L.R.; LEYVRAZ, P.F. The fixation of the cemented femoral component: effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 82-B, p. 297-303, 2000.

SANZANA, E.S.; GINEBRA, M.P.; TORRES, P.A.; PLANELL, J.A.; NAVARRO, M.E. Estudio experimental de la osteosustitución com biomateriales cerámicos formulados como cementos óseos. **Archivos de Medicine Veterinaria**, v. 39, n. 2, p. 129-134, 2007

SAS. STATISTICAL ANALISYS SYSTEM. **SAS/STAT User's guide**, 8. ed. Cary: SAS, 2001.

SCHEERLINCK, T.; MEY, J.; DEKLERCK, R.; NOBLE, P. C. CT analysis of defects of the cement mantle and alignment of the stem. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 88-B, n. 1, p. 19-25, 2006.

SHAHAR, R.; BANKS-SILLS, L.; ELIASY, R. Mechanics of the canine femur with two types of hip replacement stems. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v.16, p. 145-152, 2003.

SIM, F. H.; FRASSICA, F. J.; CHAO, E. Y. S. Orthopaedic management using new devices and prosthesis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 312, p. 160-172, 1995.

SKINNER, J. A.; TODO, S.; TAYLOR, M.; WANG, J. S.; PINSKEROVA, V.; SCOTT, G. Should the cement mantle around the femoral component be thick or thin? **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 85-B, n. 1, p. 45-51, 2003.

SKURLA, C. P.; PLUHAR, G. E.; FRANKEL, D. J.; EGGER, E. L.; JAMES, S.P. Assessing the dog as a model for human total hip replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 87-B, n. 1, p. 120-127, 2005.

STANCZYK, M.; RIETBERGEN, B. Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement-bone interface. **Journal of Biomechanics**, n. 37, p. 1803-1810, 2004.

VERDONSCHOT, N.; HUISKES, R. Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 79-B, n. 4, p. 665-669, 1997.

VIROLAINEN,P; INOUE,N; NAGAU,M; OHNISHI, I; FRASSICA,F; CHAO,E,Y.S. Autogenous onlay grafting for enhancement of extracortical tissue formation over porous-coated segmental replacement prosthesis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 81-A, n. 4, p. 493-499, 1999.

WEBB, J. C. J.; SPENCER, R. F. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 89-B, n. 7, p. 851-857, 2007.

YAMADA, H. Mechanical properties of locomotor organs and tissues. In: YAMADA, H. **Strength of biological materials**, New York, Robert E. Krieger Publishing Company, 1973, p. 19-73.

Apêndice

APÊNDICE A

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 1 incluído no grupo controle

APÊNDICE B

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 2 incluído no grupo controle

APÊNDICE C

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 4 incluído no grupo controle

APÊNDICE D

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 5 incluído no grupo controle

APÊNDICE E

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 7 incluído no grupo controle

APÊNDICE F

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 9 incluído no grupo controle

APÊNDICE G

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 10 incluído no grupo controle

APÊNDICE H

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 12 incluído no grupo controle

APÊNDICE I

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 13 incluído no grupo controle

APÊNDICE J

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 14 incluído no grupo controle

APÊNDICE K

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 15 incluído no grupo controle

APÊNDICE L

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 16 incluído no grupo controle

APÊNDICE M

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 17 incluído no grupo controle

APÊNDICE N

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 18 incluído no grupo controle

APÊNDICE O

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 19 incluído no grupo controle

APÊNDICE P

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 25 incluído no grupo controle

APÊNDICE Q

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 28 incluído no grupo controle

APÊNDICE R

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 29 incluído no grupo controle

APÊNDICE S

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 35 incluído no grupo controle

APÊNDICE T

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 36 incluído no grupo controle

APÊNDICE U

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 38 incluído no grupo controle

APÊNDICE V

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 39 incluído no grupo controle

APÊNDICE W

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 41 incluído no grupo controle

APÊNDICE X

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur íntegro de número 42 incluído no grupo controle

APÊNDICE Y

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 2, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 19	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	56,6
distal	58,91
diâmetro proximal latero-lateral	19,27
diâmetro proximal crânio-caudal	20,30
diâmetro distal latero-lateral	19,29
diâmetro distal crânio-caudal	20,81
cortical distal cranial	1,96
cortical distal caudal	2,7
cortical distal lateral	2,56
cortical distal medial	2,42
diâmetro interno distal crânio-caudal	14,75
diâmetro interno distal latero-lateral	15,21
diâmetro interno distal maior	17,35
diâmetro interno distal menor	13,24
cortical proximal cranial	2,11
cortical proximal caudal	2,35
cortical proximal lateral	2,03
cortical proximal medial	2,07
diâmetro interno proximal crânio-caudal	13,35
diâmetro interno proximal latero-lateral	13,75
diâmetro interno proximal maior	14,42
diâmetro interno proximal menor	13,21

APÊNDICE Z

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 4, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 2	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	57,84
distal	59,02
diâmetro proximal latero-lateral	14,12
diâmetro proximal crânio-caudal	16,18
diâmetro distal latero-lateral	14,24
diâmetro distal crânio-caudal	15,96
cortical distal cranial	2,26
cortical distal caudal	2,37
cortical distal lateral	1,96
cortical distal medial	1,9
diâmetro interno distal crânio-caudal	11,47
diâmetro interno distal latero-lateral	10,01
diâmetro interno distal maior	11,47
diâmetro interno distal menor	9,7
cortical proximal cranial	2,22
cortical proximal caudal	2,35
cortical proximal lateral	2,3
cortical proximal medial	1,89
diâmetro interno proximal crânio-caudal	11,55
diâmetro interno proximal latero-lateral	10,20
diâmetro interno proximal maior	11,55
diâmetro interno proximal menor	10,12

APÊNDICE Aa

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 5, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 1	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,92
distal	61,45
diâmetro proximal latero-lateral	14,73
diâmetro proximal crânio-caudal	14,78
diâmetro distal latero-lateral	14,56
diâmetro distal crânio-caudal	15,02
cortical distal cranial	2,28
cortical distal caudal	3,02
cortical distal lateral	3,42
cortical distal medial	2,62
diâmetro interno distal crânio-caudal	9,11
diâmetro interno distal latero-lateral	9,41
diâmetro interno distal maior	9,47
diâmetro interno distal menor	9,39
cortical proximal cranial	2,27
cortical proximal caudal	3,27
cortical proximal lateral	2,78
cortical proximal medial	2,71
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,36
diâmetro interno proximal latero-lateral	9,41
diâmetro interno proximal maior	9,69
diâmetro interno proximal menor	9,24

APÊNDICE Bb

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 7, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 9	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,08
distal	58,12
diâmetro proximal latero-lateral	13,48
diâmetro proximal crânio-caudal	13,17
diâmetro distal latero-lateral	13,69
diâmetro distal crânio-caudal	13,14
cortical distal cranial	2,4
cortical distal caudal	2,2
cortical distal lateral	2,51
cortical distal medial	2,58
diâmetro interno distal crânio-caudal	8,48
diâmetro interno distal latero-lateral	8,71
diâmetro interno distal maior	8,87
diâmetro interno distal menor	8,46
cortical proximal cranial	2,53
cortical proximal caudal	2,14
cortical proximal lateral	2,47
cortical proximal medial	2,48
diâmetro interno proximal crânio-caudal	8,5
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,54
diâmetro interno proximal maior	8,7
diâmetro interno proximal menor	8,3

APÊNDICE Cc

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 9, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 10	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,79
distal	58,3
diâmetro proximal latero-lateral	13,88
diâmetro proximal crânio-caudal	14,23
diâmetro distal latero-lateral	13,96
diâmetro distal crânio-caudal	14,36
cortical distal cranial	1,87
cortical distal caudal	2,23
cortical distal lateral	2,29
cortical distal medial	2,3
diâmetro interno distal crânio-caudal	10,06
diâmetro interno distal latero-lateral	9,21
diâmetro interno distal maior	10,06
diâmetro interno distal menor	9,21
cortical proximal cranial	1,94
cortical proximal caudal	2,35
cortical proximal lateral	2,64
cortical proximal medial	2,44
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,72
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,91
diâmetro interno proximal maior	9,72
diâmetro interno proximal menor	8,91

APÊNDICE Dd

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 10, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 11	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,78
distal	57,83
diâmetro proximal latero-lateral	12,53
diâmetro proximal crânio-caudal	11,89
diâmetro distal latero-lateral	12,81
diâmetro distal crânio-caudal	12,01
cortical distal cranial	2,05
cortical distal caudal	2,10
cortical distal lateral	2,35
cortical distal medial	2,65
diâmetro interno distal crânio-caudal	7,75
diâmetro interno distal latero-lateral	7,86
diâmetro interno distal maior	8,48
diâmetro interno distal menor	7,73
cortical proximal cranial	2,35
cortical proximal caudal	2,16
cortical proximal lateral	2,59
cortical proximal medial	2,15
diâmetro interno proximal crânio-caudal	7,32
diâmetro interno proximal latero-lateral	7,62
diâmetro interno proximal maior	7,86
diâmetro interno proximal menor	7,21

APÊNDICE Ee

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 13, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 4	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,85
distal	57,86
diâmetro proximal latero-lateral	12,68
diâmetro proximal crânio-caudal	12,90
diâmetro distal latero-lateral	12,75
diâmetro distal crânio-caudal	12,92
cortical distal cranial	2,15
cortical distal caudal	2,67
cortical distal lateral	2,45
cortical distal medial	2,49
diâmetro interno distal crânio-caudal	8,27
diâmetro interno distal latero-lateral	7,91
diâmetro interno distal maior	8,46
diâmetro interno distal menor	7,91
cortical proximal cranial	2,37
cortical proximal caudal	2,58
cortical proximal lateral	2,43
cortical proximal medial	2,46
diâmetro interno proximal crânio-caudal	7,82
diâmetro interno proximal latero-lateral	7,36
diâmetro interno proximal maior	8,04
diâmetro interno proximal menor	7,28

APÊNDICE Ff

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 14, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 5	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,62
distal	58,69
diâmetro proximal latero-lateral	14,02
diâmetro proximal crânio-caudal	14,24
diâmetro distal latero-lateral	14
diâmetro distal crânio-caudal	14,33
cortical distal cranial	1,92
cortical distal caudal	2,04
cortical distal lateral	2,23
cortical distal medial	2,06
diâmetro interno distal crânio-caudal	10,51
diâmetro interno distal latero-lateral	9,76
diâmetro interno distal maior	10,90
diâmetro interno distal menor	9,66
cortical proximal cranial	1,74
cortical proximal caudal	2,05
cortical proximal lateral	2,21
cortical proximal medial	2,32
diâmetro interno proximal crânio-caudal	10,42
diâmetro interno proximal latero-lateral	9,54
diâmetro interno proximal maior	10,42
diâmetro interno proximal menor	9,52

APÊNDICE Gg

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 15, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 22	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,11
distal	59,09
diâmetro proximal latero-lateral	18,56
diâmetro proximal crânio-caudal	17,32
diâmetro distal latero-lateral	18,47
diâmetro distal crânio-caudal	17,30
cortical distal cranial	1,73
cortical distal caudal	1,51
cortical distal lateral	2,01
cortical distal medial	1,93
diâmetro interno distal crânio-caudal	13,87
diâmetro interno distal latero-lateral	14,58
diâmetro interno distal maior	14,61
diâmetro interno distal menor	14,20
cortical proximal cranial	1,78
cortical proximal caudal	1,62
cortical proximal lateral	1,90
cortical proximal medial	1,89
diâmetro interno proximal crânio-caudal	13,88
diâmetro interno proximal latero-lateral	14,81
diâmetro interno proximal maior	14,83
diâmetro interno proximal menor	13,88

APÊNDICE Hh

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 16, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 14	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,37
distal	58,99
diâmetro proximal latero-lateral	14,74
diâmetro proximal crânio-caudal	14,88
diâmetro distal latero-lateral	14,71
diâmetro distal crânio-caudal	15,04
cortical distal cranial	1,81
cortical distal caudal	1,79
cortical distal lateral	1,76
cortical distal medial	2
diâmetro interno distal crânio-caudal	11,14
diâmetro interno distal latero-lateral	10,92
diâmetro interno distal maior	11,81
diâmetro interno distal menor	10,24
cortical proximal cranial	2,29
cortical proximal caudal	1,99
cortical proximal lateral	1,98
cortical proximal medial	2,12
diâmetro interno proximal crânio-caudal	10,76
diâmetro interno proximal latero-lateral	10,72
diâmetro interno proximal maior	11,53
diâmetro interno proximal menor	10,29

APÊNDICE II

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 17, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 6	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	60,62
distal	57,9
diâmetro proximal latero-lateral	13,04
diâmetro proximal crânio-caudal	13,19
diâmetro distal latero-lateral	13,17
diâmetro distal crânio-caudal	13,19
cortical distal cranial	2,32
cortical distal caudal	2,37
cortical distal lateral	2,47
cortical distal medial	2,64
diâmetro interno distal crânio-caudal	8,45
diâmetro interno distal latero-lateral	8,20
diâmetro interno distal maior	8,51
diâmetro interno distal menor	8,18
cortical proximal cranial	2,26
cortical proximal caudal	2,57
cortical proximal lateral	2,53
cortical proximal medial	2,61
diâmetro interno proximal crânio-caudal	8,52
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,11
diâmetro interno proximal maior	8,52
diâmetro interno proximal menor	8,02

APÊNDICE Jj

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 18, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 17	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,27
distal	57,54
diâmetro proximal latero-lateral	14,09
diâmetro proximal crânio-caudal	13,93
diâmetro distal latero-lateral	14,22
diâmetro distal crânio-caudal	14,07
cortical distal cranial	2,09
cortical distal caudal	2,59
cortical distal lateral	2,52
cortical distal medial	2,39
diâmetro interno distal crânio-caudal	9,6
diâmetro interno distal latero-lateral	9,25
diâmetro interno distal maior	10,38
diâmetro interno distal menor	8,82
cortical proximal cranial	2,06
cortical proximal caudal	2,52
cortical proximal lateral	2,73
cortical proximal medial	2,42
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,21
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,93
diâmetro interno proximal maior	10,01
diâmetro interno proximal menor	8,56

APÊNDICE Kk

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 19, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 8	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	60,30
distal	59,25
diâmetro proximal latero-lateral	13,05
diâmetro proximal crânio-caudal	13,37
diâmetro distal latero-lateral	13,41
diâmetro distal crânio-caudal	13,22
cortical distal cranial	2,01
cortical distal caudal	2,25
cortical distal lateral	2,13
cortical distal medial	2,22
diâmetro interno distal crânio-caudal	9,87
diâmetro interno distal latero-lateral	9,26
diâmetro interno distal maior	9,87
diâmetro interno distal menor	9,21
cortical proximal cranial	2,12
cortical proximal caudal	2,35
cortical proximal lateral	2,22
cortical proximal medial	2,31
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,72
diâmetro interno proximal latero-lateral	9,12
diâmetro interno proximal maior	9,72
diâmetro interno proximal menor	9,07

APÊNDICE LI

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 25, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 7	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,94
distal	56,36
diâmetro proximal latero-lateral	14,04
diâmetro proximal crânio-caudal	13,81
diâmetro distal latero-lateral	14,28
diâmetro distal crânio-caudal	13,78
cortical distal cranial	2,68
cortical distal caudal	3,10
cortical distal lateral	2,47
cortical distal medial	2,47
diâmetro interno distal crânio-caudal	8,46
diâmetro interno distal latero-lateral	9,30
diâmetro interno distal maior	9,30
diâmetro interno distal menor	8,46
cortical proximal cranial	2,14
cortical proximal caudal	3,28
cortical proximal lateral	2,51
cortical proximal medial	2,92
diâmetro interno proximal crânio-caudal	8,29
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,53
diâmetro interno proximal maior	8,56
diâmetro interno proximal menor	8,29

APÊNDICE Mm

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 28, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 12	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	57,37
distal	59,49
diâmetro proximal latero-lateral	14,12
diâmetro proximal crânio-caudal	13,46
diâmetro distal latero-lateral	14,38
diâmetro distal crânio-caudal	13,58
cortical distal cranial	2,11
cortical distal caudal	2,25
cortical distal lateral	2,3
cortical distal medial	2,16
diâmetro interno distal crânio-caudal	10,12
diâmetro interno distal latero-lateral	9,27
diâmetro interno distal maior	10,21
diâmetro interno distal menor	9,21
cortical proximal cranial	2,07
cortical proximal caudal	2,21
cortical proximal lateral	2,34
cortical proximal medial	2,45
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,38
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,92
diâmetro interno proximal maior	9,71
diâmetro interno proximal menor	8,91

APÊNDICE Nn

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 29, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 13	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,15
distal	58,71
diâmetro proximal latero-lateral	15,26
diâmetro proximal crânio-caudal	14,61
diâmetro distal latero-lateral	15,33
diâmetro distal crânio-caudal	14,43
cortical distal cranial	2,22
cortical distal caudal	2,17
cortical distal lateral	2,42
cortical distal medial	2,33
diâmetro interno distal crânio-caudal	10,11
diâmetro interno distal latero-lateral	10,51
diâmetro interno distal maior	11,06
diâmetro interno distal menor	10,04
cortical proximal cranial	1,96
cortical proximal caudal	2,18
cortical proximal lateral	2,48
cortical proximal medial	2,42
diâmetro interno proximal crânio-caudal	10,22
diâmetro interno proximal latero-lateral	10,29
diâmetro interno proximal maior	10,87
diâmetro interno proximal menor	10,09

APÊNDICE Oo

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 33, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 19	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,03
distal	59,5
diâmetro proximal latero-lateral	18,19
diâmetro proximal crânio-caudal	18,51
diâmetro distal latero-lateral	18,28
diâmetro distal crânio-caudal	18,51
cortical distal cranial	2,65
cortical distal caudal	3,74
cortical distal lateral	2,82
cortical distal medial	3,22
diâmetro interno distal crânio-caudal	12,14
diâmetro interno distal latero-lateral	12,68
diâmetro interno distal maior	12,68
diâmetro interno distal menor	12,14
cortical proximal cranial	2,6
cortical proximal caudal	2,62
cortical proximal lateral	2,72
cortical proximal medial	2,78
diâmetro interno proximal crânio-caudal	12,68
diâmetro interno proximal latero-lateral	12,76
diâmetro interno proximal maior	12,77
diâmetro interno proximal menor	12,45

APÊNDICE Pp

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 35, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 15	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	59,37
distal	58,54
diâmetro proximal latero-lateral	13,92
diâmetro proximal crânio-caudal	12,28
diâmetro distal latero-lateral	14,03
diâmetro distal crânio-caudal	12,3
cortical distal cranial	2,29
cortical distal caudal	2,40
cortical distal lateral	2,67
cortical distal medial	2,9
diâmetro interno distal crânio-caudal	7,46
diâmetro interno distal latero-lateral	8,57
diâmetro interno distal maior	8,76
diâmetro interno distal menor	7,34
cortical proximal cranial	2,46
cortical proximal caudal	2,5
cortical proximal lateral	2,77
cortical proximal medial	2,85
diâmetro interno proximal crânio-caudal	7,16
diâmetro interno proximal latero-lateral	8,14
diâmetro interno proximal maior	8,65
diâmetro interno proximal menor	7,48

APÊNDICE Qq

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 36, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 16	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	57,59
distal	59,9
diâmetro proximal latero-lateral	17,18
diâmetro proximal crânio-caudal	17,62
diâmetro distal latero-lateral	17,19
diâmetro distal crânio-caudal	17,77
cortical distal cranial	2,83
cortical distal caudal	3,9
cortical distal lateral	2,91
cortical distal medial	2,74
diâmetro interno distal crânio-caudal	11,15
diâmetro interno distal latero-lateral	11,58
diâmetro interno distal maior	11,58
diâmetro interno distal menor	10,76
cortical proximal cranial	2,59
cortical proximal caudal	2,91
cortical proximal lateral	3,53
cortical proximal medial	3,14
diâmetro interno proximal crânio-caudal	11,39
diâmetro interno proximal latero-lateral	10,93
diâmetro interno proximal maior	12,03
diâmetro interno proximal menor	10,74

APÊNDICE Rr

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 38, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 18	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	60,20
distal	59,11
diâmetro proximal latero-lateral	16,66
diâmetro proximal crânio-caudal	18,43
diâmetro distal latero-lateral	16,70
diâmetro distal crânio-caudal	18,47
cortical distal cranial	2,07
cortical distal caudal	2,43
cortical distal lateral	2,49
cortical distal medial	2,18
diâmetro interno distal crânio-caudal	14,02
diâmetro interno distal latero-lateral	11,9
diâmetro interno distal maior	14,13
diâmetro interno distal menor	11,79
cortical proximal cranial	2,2
cortical proximal caudal	2,5
cortical proximal lateral	2,49
cortical proximal medial	2,45
diâmetro interno proximal crânio-caudal	13,66
diâmetro interno proximal latero-lateral	11,9
diâmetro interno proximal maior	14,10
diâmetro interno proximal menor	11,79

APÊNDICE Ss

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 39, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 3	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,85
distal	58,86
diâmetro proximal latero-lateral	14,36
diâmetro proximal crânio-caudal	14,59
diâmetro distal latero-lateral	14,69
diâmetro distal crânio-caudal	15,14
cortical distal cranial	2,05
cortical distal caudal	3,02
cortical distal lateral	2,18
cortical distal medial	2,34
diâmetro interno distal crânio-caudal	9,6
diâmetro interno distal latero-lateral	10,21
diâmetro interno distal maior	10,52
diâmetro interno distal menor	9,53
cortical proximal cranial	2,11
cortical proximal caudal	2,51
cortical proximal lateral	2,77
cortical proximal medial	2,27
diâmetro interno proximal crânio-caudal	9,81
diâmetro interno proximal latero-lateral	9,89
diâmetro interno proximal maior	10,01
diâmetro interno proximal menor	9,37

APÊNDICE Tt

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 41, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 20	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	61,14
distal	59,25
diâmetro proximal latero-lateral	15,95
diâmetro proximal crânio-caudal	17,03
diâmetro distal latero-lateral	16,11
diâmetro distal crânio-caudal	17,21
cortical distal cranial	1,98
cortical distal caudal	1,98
cortical distal lateral	1,94
cortical distal medial	1,82
diâmetro interno distal crânio-caudal	13,27
diâmetro interno distal latero-lateral	12,38
diâmetro interno distal maior	13,49
diâmetro interno distal menor	12,29
cortical proximal cranial	1,94
cortical proximal caudal	1,79
cortical proximal lateral	2,02
cortical proximal medial	1,89
diâmetro interno proximal crânio-caudal	13,30
diâmetro interno proximal latero-lateral	11,95
diâmetro interno proximal maior	13,41
diâmetro interno proximal menor	11,91

APÊNDICE Uu

Tabela 1 - Valores aferidos com paquímetro digital no fêmur de número 42, com prótese, submetido a ensaio de torção

Prótese 23	
SEGMENTO	MEDIDA (mm)
proximal	58,01
distal	59,58
diâmetro proximal latero-lateral	18,92
diâmetro proximal crânio-caudal	19,05
diâmetro distal latero-lateral	18,88
diâmetro distal crânio-caudal	18,84
cortical distal cranial	2,52
cortical distal caudal	2,42
cortical distal lateral	2,09
cortical distal medial	2,17
diâmetro interno distal crânio-caudal	13,88
diâmetro interno distal latero-lateral	14,74
diâmetro interno distal maior	14,74
diâmetro interno distal menor	13,88
cortical proximal cranial	2,46
cortical proximal caudal	2,47
cortical proximal lateral	2,20
cortical proximal medial	2,01
diâmetro interno proximal crânio-caudal	14,05
diâmetro interno proximal latero-lateral	14,59
diâmetro interno proximal maior	14,94
diâmetro interno proximal menor	14,05

APÊNDICE Vv

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 1, com prótese de 10 mm de haste

APÊNDICE Ww

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 2, com prótese de 7 mm de haste

APÊNDICE Xx

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 4, com prótese de 4 mm de haste

APÊNDICE Yy

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 5, com prótese de 4 mm de haste

APÊNDICE Zz

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 7, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Aaa

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 9, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Bbb

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 10, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Ccc

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 14, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Ddd

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 15, com prótese de 8 mm de haste

APÊNDICE Eee

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 16, com prótese de 6 mm de haste

APÊNDICE Fff

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 17, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Ggg

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 18, com prótese de 7 mm de haste

APÊNDICE Hhh

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 19, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Iii

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 25, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Jjj

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 28, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Kkk

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 29, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE LII

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 33, com prótese de 7 mm de haste

APÊNDICE Mmm

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 35, com prótese de 6 mm de haste

APÊNDICE Nnn

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 36, com prótese de 6 mm de haste

APÊNDICE Ooo

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 38, com prótese de 7 mm de haste

APÊNDICE Ppp

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 39, com prótese de 5 mm de haste

APÊNDICE Qqq

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 41, com prótese de 7 mm de haste

APÊNDICE Rrr

Gráfico 1 – Gráfico de torque (N/m) por deformação angular (grau) obtido durante ensaio de torção do fêmur de número 42, com prótese de 8 mm de haste