DANIELA FABIANA IZQUIERDO CAQUÍAS

Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur:

pinos intramedulares múltiplos bloqueados

São Paulo 2010

DANIELA FABIANA IZQUIERDO CAQUÍAS

Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados

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

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof.Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.2290 FMVZ	Caquías, Daniela Fabiana Izquierdo Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados / Daniela Fabiana Izquierdo Caquías 2010. 97 f. : il.
	Tese (doutorado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2010.
	Programa de Pós-Graduação: Anatomia dos Animais Domésticos e Silvestres.
	Área de concentração: Anatomia dos Animais Domésticos e Silvestres.
	Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.
	1. Ensaio biomecânico. 2. Cães. 3. Fêmur. 4. Fratura. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO



FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

PARECER

Interessado: Daniela Fabiana Izquierdo Caquías

Assunto: Protocolo de experimentação adotado em experimento animal.

A Comissão de Ética no uso de animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, reunida no dia 24/03/2010, analisou o projeto protocolado sob o número 1902/2010, intitulado: "Avaliação biomecânica de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados", no qual foram utilizados 48 fêmures de 24 cadáveres de cães machos e fêmeas, obtidos na Faculdade de Veterinária da Universidade da República Oriental do Uruguai, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno, constatou que o mesmo foi realizado de acordo com os princípios de ética adotados por esta Comissão.

São Paulo, 30 de março de 2010

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni Presidente



Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, nº87 Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira" São Paulo/SP – Brasil 05508-270 Fax: +55 11 3032-2224 / 3091-7757 fone: + 55 11 3091-7671/7676 E-mail: fmvz@usp.br http://www.fmvz.usp.br

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: CAQUIAS, Daniela Fabiana Izquierdo

Titulo: Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados

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

Data: _____ / _____ / _____

Banca Examinadora

Prof. Dr.	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:

Prof. Dr.	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:

Prof. Dr	Instituição:
Assinatura:	Julgamento:

Dedicatória

"O saber é algo que está fora de nós, nunca vamos possuí-lo, mas temos de amá-lo e buscá-lo sempre"

Sócrates

A batalha não foi fácil, mas a alegria da vitória é fascinante.....

Fernando Recena Grassi

Ao meus pais,

Ciriaco Washington Izquierdo Elizondo e Estela Mary Caquías Vera

Por estarem sempre ao meu lado me apoiando em cada decisão

A minha irmã, Estela Araceli Izquierdo Caquías, meu cunhado Carlos Viar Gonzalez e meus sobrinhos Michael Viar e Luciana Viar

Por acompanharem e aceitarem minhas decisões

À Daniel Marcio de Medeiros

Por ter me ensinado com seu amor, paciência e carinho o que é compartilhar o caminho da vida

À minhas amigas e irmãs da vida Kelly Cristiane Ito e Paloma Paim

Por terem me dado a possibilidade de uma segunda família e estarem sempre ao meu lado nos momentos difíceis

Eternamente agradecida!!

Ao meu amigo Olicies Da Cunha Por ter transformado minhas idéias em conceitos entendíveis

Aos meus colegas Tatiana Casimiro Mariani, Marcos Ishimoto Della Nina, Vanessa Ferraz e Leandro Romano

Pelo companheirismo e amizade, fazendo me sentir como no meu País

A meu grande amigo Enrique Cueto Rostom

Pela amizade e ajuda neste trabalho, que não teria sido possível sem sua colaboração

Ao Professor Gabriel Gastón Semiglia Repetto

Por ter sempre alentado a continuar me superando, e ter aberto o caminho para isso

Muito obrigada

Ao Professor Cássio Ricardo Auada Ferrigno

Por ter me dado a oportunidade de fazer o mestrado e ter confiado em mim

Muito obrigada

Agradecimentos

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo

Ao Laboratório de Biomecânica, Instituto de Ensaio de Materiais, Faculdade de Engenharia da Universidade da República Oriental do Uruguai, **Eng. Blas Melissari, Perito Eng. Eduardo Deri, Sofia Aguiar e Diego Maiuri.**

A todos os colegas, funcionários e amigos da Faculdade de Veterinária da Universidade da República Oriental do Uruguai, pelo apoio incondicional.

A Nadia Crosigniani pela ajuda incondicional e força transmitida em cada momento.

A Maria Juliana Soarez Maciel pela sua amizade e carinho.

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 convivência e ajuda na rotina hospitalar.

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.

Aos colegas pós-graduandos, residentes e estagiários do Departamento de Cirurgia pelo companheirismo e cooperação.

A minhas amigas Laura Correa e Mariana Amoedo por sempre me alentar a seguir em frente.

A Maria Emília Botelho, Mariana Paim de Abreu Farias, Erica Paim, Jaime Rodriguez de Abreu Farias, por ter me incorporado dentro da sua família com o maior carinho do mundo.

RESUMO

CAQUÍAS, D. F. I. **Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur:** pinos intramedulares múltiplos bloqueados. [Development and biomechanical evaluation of flexural strength of a new type of osteosynthesis in femoral: multiple locked intramedullary pins]. 2010. 97 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

Na atualidade, vários são os métodos de osteossíntese utilizados na reparação de fraturas de fêmur em cães, porém alguns apresentam complicações na técnica, e outros não encontram-se disponíveis na atividade profissional diária de alguns médicos veterinários da América Latina. O presente trabalho teve como objetivo desenvolver um novo modelo simples de osteossíntese, baseado na utilização de pinos de Steinmann e Schanz denominado pinos intramedulares múltiplos bloqueados (PIMB), e testar biomecanicamente a resistência as forças de flexão em comparação com a técnica de pino intramedular único (PIU). Para tanto foram utilizados fêmures bilaterais de oito cadáveres de cães com peso entre 15 a 25 quilos que foram divididos em dois grupos, o primeiro grupo composto por oito fêmures utilizou os pinos intramedulares múltiplos bloqueados e o segundo grupo composto por oito fêmures utilizou pino intramedular único, ocupando entre 40 - 42 % do canal medular como controle do Grupo 1. Os dois grupos de fêmures foram submetidos a ensaios não destrutivos para avaliar a resistência as forças de flexão, com forças entre 0 e 50 Kg, e velocidade de deslocamento de 5mm/minuto, num dispositivo de quatro pontos. Os resultados encontrados nas condições apresentadas neste estudo mostraram que a técnica de pinos intramedulares múltiplos bloqueados apresenta uma menor resistência as forças de flexão comparada com a técnica de pino intramedular único.

Palavras-chave: Ensaio Biomecânico. Cães. Fêmur. Fratura

ABSTRACT

CAQUÍAS, D. F. I. **Development and biomechanical evaluation of flexural strength of a new type of osteosynthesis in femoral:** multiple locked intramedullary pins. [Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados]. 2010. 97 f.Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

Currently, there are several methods of fixation used in the repair of femoral fractures in dogs, but some show complications in the technique, and others are not available daily in the professional activity of some veterinarians from Latin America. This study aimed the development of a new, simple model for bone fixation, based on the use of Steinmann and threaded pins, used as multiple locked intramedullary pins (MLIP), and biomechanically test the implant's resistance to bending forces. Therefore, we used bilateral femurs of eight cadaveric dogs weighing between 15-25 kg, divided into two groups; in the first group multiple locked intramedullary pins were used in eight femurs, and in the second group, the control group, we used a single intramedullary pin (SIP) occupying between 40-42% of the intramedullary canal, of eight femurs. Both groups were subjected, in a four point device, to nondestructive testing to evaluate the resistance to flexion forces, with forces varying between 0 and 50 kg, and a speed of 5mm/minute. The results under the conditions presented in this study showed that technique locked multiple pins has a lower resistance to bending forces compared with the technique of single intramedullary pin.

Key words: Biomechanical testing. Dogs. Fêmur. Fracture

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1	Desenho do desenvolvimento da técnica dos pinos intramedulares múltiplos bloqueados. (A) - inserção do primeiro pino de <i>Schanz</i> transversal à cortical do fêmur e sua aparência no corte transversal. (B) - posterior colocação dos pinos de <i>Steinmann</i> no segmento proximal. (C) - redução dos segmentos ósseos na vista latero - lateral. (D) - vista final da técnica na vista crânio – caudal	42
Figura 4.2	Imagens fotográficas da obtenção das peças. (A) - Incisão de pele desde o trocânter maior até a articulação fêmoro-tíbio- patelar, (B) - Incisão da fascia lata ao longo da margem cranial do músculo bíceps, (C) - Bíceps femoral e vasto lateral refletidos para exposição da diáfise femoral, (D) - Após a retirada do fêmur, o periósteo foi removido	44
Figura 4.3	Imagem fotográfica do exame radiográfico do fêmur utilizado para primeira avaliação das peças e mensuração dos diâmetros do canal medular	45
Figura 4.4	Aferições para escolha do diâmetro dos pinos de <i>Schanz</i> e <i>Steinmann</i> , com base nos diâmetros das secções transversais dos corpos de prova. Linha vermelha corresponde ao eixo anatômico. Linhas amarelas A e B correspondem a regiões anatômicas tomadas de referência para obtenção do diâmetro do corpo de prova. Linhas C, D e E correspondem a regiões onde o diâmetro do fêmur foi aferido	47
Figura 4.5	Imágens fotográficas da seqüencia de colocação dos pinos de Schanz e posterior ostetomia medial da diáfise femoral. (A) - Linhas de referência A e B posicionadas para posterior determinação da osteotomia medial da diáfise, linha D lugar da osteotomía, C e E pontos de inserção dos pinos de <i>Schanz</i> ; (B) - e imagem do corpo de prova posterior a osteotomia	49
Figura 4.6	Imagem fotográfica da colocação dos pinos de <i>Steinmann</i> no segmento proximal (A) e posterior redução dos fragmentos femorais com a imagem da apariência final do corpo de prova (B)	50
Figura 4.7	Imagens fotográficas dos estudos radiológicos dos corpos de prova com a técnica do PIMB, (A) - vista crânio – caudal, (B) - vista latero - lateral	51
Figura 4.8	Imagem fotográfica do dispositivo de flexão inserido na máquina universal de ensaios Instron, composto do suporte para a colocação do corpo de prova, e braço de força, formando o dispositivo de flexão a quatro pontos.	53
Figura 4.9	Imagem fotográfica da máquina universal de ensaios (Instron, Modelo 1011, serie 478, U.S.A), calibrada pelo LATU, utilizada para realizar os ensaios biomecânicos, calibrada numa escala de 50 Kg e deslocamento de 5mm/min	56

- Figura 5.1 Imagem do corpo de prova com a técnica de PIMB montado 66 Em máquina de ensaios. Instron, modelo 1011, serie 478, U.S.A., mostrando a sua deformação de carga máxima
- Figura 5.2 Imagem do corpo de prova com a técnica do PIU montado em 67 máquina universal de ensaios Instron, modelo 1011, serie 478, U.S.A., mostrando a sua deformação de carga máxima.....

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 Representação gráfica da carga expressada em Kilogramas 64 força em função do deslocamento para os dois corpos de prova do ensaio piloto (PIMB e PIU).....

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1	Valores dos diâmetros do canal medular obtidos a partir da imagem radiográfica dos fêmures realizados no Serviço de Padiologia da Eacudado do Vatorinária, Uruguai	60
Tabela 5.2	Diâmetros dos pinos de <i>Schanz</i> e <i>Steinmann</i> utilizados nos corpos de prova para o estudo biomecânico, realizado na Eaculdade da Engenharia. Uruguai	61
Tabela 5.3	Valores dos diâmetros do canal medular obtidos a partir da imagem radiográfica para montar os corpos de prova do ensaio piloto. Faculdade de Veterinária. Uruguai	63
Tabela 5.4	Diâmetro dos pinos de <i>Steinmann</i> e <i>Schanz</i> utilizados nos corpos de prova do ensaio piloto, Faculdade de Veterinária, Uruguai	63
Tabela 5.5	Valores obtidos da carga, medidos em Kilogramas força e Newton, em função do deslocamento, medido em milímetros, mostrando à resistência a carga do corpo de prova do ensaio piloto, para a técnica do PIMB, Faculdade de Engenharia. Uruguai	63
Tabela 5.6	Valores obtidos da carga, medidos em Kilogramas força e Newton, em função do deslocamento, medido em milímetros, mostrando à resistência a carga do corpo de prova do ensaio piloto, para a técnica do PIU, Faculdade de Engenharia. Uruguai	64
Tabela 5.7	Valores da área preenchida do canal medular medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU	64
Tabela 5.8	Valores do braço de força e suporte utilizados nos ensaios de resistência a flexão, baseado no comprimento dos corpos de prova. Todos os valores encontram-se representados em centímetros, Faculdade de Engenharia, Uruguai	68
Tabela 5.9	Valores estatísticos de media, desvio padrão e P, para cada momento de deslocamento, resultantes do teste de Student com correção de Welch. FMVZ – USP	68
Tabela 5.10	Valores máximos de resistência a carga das técnicas de PIMB e PIU representadas em Kgf e N, para cada corpo de prova. Faculdade de Engenharia, Uruguai	69
Tabela 5.11	Valores estatísticos dos valores máximos de resistência a carga das técnicas de PIMB e PIU representadas em Kgf e N. Analisados pelo teste de Student, FMVZ – USP	69
Tabela 5.12	Valores da área preenchida do canal medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU.	69
Tabela 5.13	Valores estatísticos das áreas totais e porcentagem das áreas preenchidas do canal medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU, FMVZ - USP	70

LISTA DE ABREVIATURAS

cm	Centímetro
Kg	Kilograma
KV	quilovoltajem
LATU	Laboratório tecnológico do Uruguai
mAs	miliamperagem
min	minuto
mm	milímetro
N	newton
NaCl	cloreto de sódio
PIMB	pinos intramedulares múltiplos bloqueados
PIU	pino intramedular único

LISTA DE SÍMBOLOS

porcentagem

- °C graus Celsius
- = igual

1 INTRODUÇÃO	26
2 REVISSÃO DE LITERATURA	28
2.1 Sistema ósseo	28
2.2 Biomecânica óssea	29
2.3 Tratamento das fraturas	31
2.4 Fraturas de fêmur	32
2.5 Pinos intramedulares	32
2.6 Preparação, preservação e armazenamento ósseo	33
2.7 Teste de flexão	34
3 OBJETIVOS	37
3.1 Hipótese	37
3.2 Limitações	37
3.3 Significância clínica	38
4 MATERIAL E METODO	40
4.1 Desenvolvimento da técnica de PIMB	40
4.2 Estudo biomecânico	42
4.2.1 Material biológico	43
4.2.2 Avaliação radiográfica	45
4.2.3 Determinação do diâmetro dos pinos (PIMB e PIU)	46
4.2.4 Colocação do implante	47
4.2.5 Dispositivo de flexão	52
4.2.6 Ensaio piloto	54
4.2.7 Ensaio de resistência a flexão	54
4.3 Análise estatística	57
5 RESULTADOS	59
5.1 Desenvolvimento da técnica	59
5.2 Testes biomecânicos	61
5.2.1 Ensaio piloto	61
5.2.2 Ensaio de resistência	65
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÕES	82
REFÊRENCIAS	84
APÊNDICE	90

SUMÁRIO

Introdução

1 INTRODUÇÃO

As fraturas de fêmur em cães e gatos são freqüentes, justificando as pesquisas por novos métodos de estabilização. Na atualidade são utilizados pinos intramedulares (simples ou múltiplos), haste intramedular bloqueada (*interlocking nail*), placas (convencionais ou bloqueadas) e fixadores externos. Estes últimos apresentam uso limitado devido à proximidade com a parede abdominal e a vasta musculatura adjacente, sendo mais adequada a fixação interna para a grande maioria das fraturas.

Em todos os casos o objetivo é manter redução anatômica rígida com aproximação dos fragmentos ósseos e rápida recuperação da função do membro. Este objetivo muitas vezes não é atingido por escolha inadequada do método, ou em outros casos, pela dificuldade econômica de acesso a implantes modernos que os cirurgiões veterinários de alguns países da América Latina encontram.

Baseado nisso foi desenvolvida nova técnica, simples e financeiramente acessível, de colocação de pinos de acordo com as características anatômicas singulares do fêmur do cão, que o torna um desafio no momento da escolha do método de fixação e da realização de testes biomecânicos, dificultando a padronização dos ensaios. Assim, levou-se em consideração pontos principais a serem atingidos pela fixação interna como: estabilidade rígida, neutralização das forças atuantes sobre o osso (flexão, torção, rotação), possibilidade de retirada uma vez consolidada a fratura e respeito aos princípios da osteossíntese biológica na sua colocação.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi desenvolver e avaliar em ensaio de arqueamento uma nova técnica de fixação interna, baseado em testes de resistência as forças de flexão.

Assim, utilizou-se pinos intramedulares de *Steinmann* múltiplos bloqueados com pinos de *Schanz*, como alternativa para a correção de fraturas transversais e oblíquas curtas em fêmures de cães.

Revisão de literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

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

2.1 Sistema ósseo

O osso é o elemento estrutural básico do corpo de qualquer mamífero, e é composto de ossos individuais e tecido conectivo, sendo parte importante do organismo tanto biomecanicamente quanto metabolicamente (JEE, 2001). É componente fundamental do corpo e tem múltiplas funções. Atua como estrutura de suporte e facilita o movimento cinemático de tendões e ligamentos. Confere proteção a tecidos moles e órgãos internos, e serve como reserva de cálcio e fósforo. É estrutura viscoelástica composta por componentes inorgânicos (hidroxiapatita) e orgânicos (colágeno e células) (ROUSH, 2005).

O osso é tecido sólido, constantemente submetido a estresse que condicionam seu desenvolvimento e arquitetura estrutural. Adapta-se aos estímulos mecânicos por atrofia e hipertrofia, determinando assim a arquitetura do esqueleto através de leis mecânicas (DINIZ et al., 2005). As cargas mecânicas induzem micro deformações no osso que estimulam células oteoblásticas, conseqüentemente levam ao aumento na formação óssea local. Portanto, o estímulo mecânico é necessário para proporcionar a manutenção do remodelamento ósseo e a ausência de deformações no osso torna-o menos denso e mineralizado (RODRIGUEZ LOPEZ et al., 2008).

O osso é considerado um tecido viscoelástico, pois demonstra características subordinadas ao tempo (mudanças nas propriedades mecânicas com índices alterados e duração das aplicações da carga) (DINIZ et al., 2005).

As forças fisiológicas são geradas pela carga do peso, contração muscular e atividade física, e são transmitidas ao osso a traves das articulações e contração muscular. Cinco são as forças que podem atuar sobre o osso: compressão, tensão, cisalhamento, flexão e torção (HULSE; HYMAN, 2003).

Os ossos longos como o fêmur, apresentam três regiões bem definidas, uma central denominada diáfise e duas extremas denominadas de epífises, ambas conectadas pela metáfise. As regiões epifisárias e metafisárias em sua maioria estão compostas por tecido ósseo esponjoso, suportam a cartilagem articular e são submetidas a carga durante o apoio e deambulação do animal (JEE, 2001).

2.2 Biomecânica óssea

As propriedades biomecânicas do osso variam com a região anatômica e são influenciadas pela idade e estado de saúde do paciente (TURNER; BURR, 2001). Os ossos apresentam geometria complexa e são submetidos a grupos de forças igualmente complexas, responsáveis pela geração de fatores de estresse e deformação ao longo de toda a estrutura óssea (SHAHAR et al. 2003). A relação entre estresse e deformação sofrida gera curva de resposta exponencial, que reflete o comportamento mecânico da estrutura óssea (RADASCH, 1999).

Existem quatro forças fisiológicas primarias: compressão axial, tensão axial, flexão e torção (HULSE; HYMAN, 2003). As forças mencionadas geram cargas de compressão axial, torção e encurvamento. Ossos longos "*in vivo*" estão sempre sofrendo ação combinada das forças de compressão, encurvamento e rotação (RADASCH, 1999). Como resultado desta ação combinada, cria-se forças de compressão excêntrica, com maior estresse distribuído no lado contrario da aplicação da força. No momento de fratura o osso é submetido à deformação elástica e plástica (ROUSH, 2005).

Em estudo biomecânico de osso íntegro, foi demonstrado não haver diferença estatística significativa entre os membros direito e esquerdo, quando comparadas suas reações em relação às forças de atuação. Demonstraram também que a energia absorvida por toda a diáfise do osso integro é maior que aquela absorvida pela região média desta diáfise. Existe por tanto uma dissipação das forças ao longo do eixo longitudinal do osso. A esta dissipação denomina-se braço de força (MARKEL et al. 1994).

A resistência, rigidez e absorção de energia são afetados pelas propriedades materiais do osso, tais como composição, morfologia e porosidade; por componentes estruturais, como geometria,

comprimento, e curvatura; e por outros fatores, como a taxa, magnitude e orientação das forças durante o trauma (ROUSH, 2005).

As forças fisiológicas são geradas pela carga do peso, contração muscular e atividade física. Estas são transmitidas ao osso pelas superfícies articulares e a contração muscular. As forças fisiológicas são uniaxiais (tensão e compressão) mas podem dar lugar a momentos de torção e flexão. Estas cargas geralmente não excedem a resistência máxima do osso e não são responsáveis de fraturas ósseas (HULSE; HYMAN, 2003).

As fraturas ocorrem depois de se aplicar forças externas e internas ao osso. Para completo entendimento de reparação das fraturas é fundamental compreender as forças que atuam sobre ele. Para tanto existem cinco forças que atuam sobre o osso *"in vivo"*: flexão, compressão, cisalhamento, torção e tensão (RADASCH, 1999; ROUSH, 2005).

Compreender as características mecânicas e estruturais do osso normal, permite a compreensão de como diferentes forças podem agir sobre os ossos, criando padrões de fraturas previsíveis, e o porquê algumas fraturas têm predisposição anatômica específica. O conhecimento prático das forças que causam fraturas, bem como os princípios da mecânica utilizada para estabilizar fraturas durante a cicatrização óssea permite escolher o implante adequado para o tratamento. Além disso, esta informação permite que o cirurgião veterinário analise de forma racional e científica os novos sistemas de implantes (RADASCH, 1999).

O fêmur do cão anatomicamente tem desvio caudal em sua parte mais distal. Esta característica faz com que os ensaios biomecânicos possuam maior complexidade na padronização devido à dificuldade em determinar o eixo central do fêmur (SHAHAR et al. 2003; DELLA NINA, 2008).

2.3 Tratamento das fraturas

Fraturas ocorrem quando a carga aplicada sobre determinada região do osso supera a sua capacidade de resistência (HULSE; HYMAN, 2003). Fraturas de ossos longos são, sem dúvida, a maior casuística em ortopedia na medicina veterinária.

O objetivo do tratamento das fraturas é neutralizar as forças de deslocamento que provocam instabilidade no foco e que impedem a cicatrização óssea. A redução é o procedimento onde os fragmentos deslocados são alinhados em posição anatômica, por técnica fechada ou aberta. Na primeira, os fragmentos são coaptados sem abertura cirúrgica mediante aplicação de tração e compressão. A redução aberta é o método de eleição para grande número de fraturas. Os fragmentos são reduzidos mediante visibilização direta do foco de fratura e na maioria das vezes usa-se fixação interna para manter os fragmentos em posição (ROE, 2003).

As técnicas utilizadas para correção das fraturas de fêmur incluem pinos intramedulares (simples o múltiplos), haste intramedular bloqueada (*interlocking nail*), placas (convencionais ou bloqueadas), e fixadores esqueléticos externos que são freqüentemente utilizados em combinação com pinos intramedulares. O objetivo é manter redução anatômica rígida com aproximação dos fragmentos ósseos e rápida recuperação da função do membro (BEALE, 2004; ROUSH, 2005; SIMPSON; LEWIS, 2006; SARRAU et al. 2007). Várias técnicas promovem redução e estabilidade adequadas a expensas de danos vasculares, musculares, tendíneos e nervosos, que podem comprometer a capacidade biológica de reparo do osso (PIERMATTEI et al. 2006).

Com a melhor compreensão dos mecanismos de cicatrização óssea, as técnicas mais recentes procuram manter fixação rígida com mínima interferência nos processos naturais de consolidação (REMEDIOS, 1999), assim, a osteossíntese biológica procura preservar o aporte vascular ao osso fraturado e diminuir os danos aos tecidos moles adjacentes (BOLHOFNER et al. 1996; PALMER, 1999; PERREN, 2002), isso é atingido com abordagens minimamente invasivas (REMÉDIOS, 1999).

2.4 Fraturas de fêmur

As fraturas de fêmur são freqüentes em cães e gatos (WHITEHAIR; VASSEUR, 1992; BRADEN et al.,1995), representando de 20 a 25% de todas as fraturas e 45% das fraturas dos ossos longos (UNGER et al., 1990). O local mais freqüente de fratura é a diáfise, representando 56% do total (BRADEN et al. 1995).

A carga excêntrica exercida sobre o fêmur durante o apoio exige conhecimento das forças de tensão/compressão e seus efeitos sobre os implantes. (PIERMATTEI et al. 2006).

Os métodos de fixação externa tem uso limitado nas fraturas de fêmur devido a grande musculatura que o envolve (WHITEHAIR; VASSEUR, 1992; BEALE, 2004). Baseado nesta limitação e levando em consideração que o fêmur é o osso que apresenta a maior freqüência de osteomielite e não união, é que na maioria das vezes, é exigida e escolhida redução aberta e fixação interna da fratura (OLMSTEAD, 1984; WHITEHAIR; VASSEUR, 1992; ROE, 2003). Dentro destes os mais utilizados são placas (simples, bloqueadas ou em conjunto com pinos intramedulares) e haste bloqueada (*interlocking nail*) (DUELAND, et al. 1999; BEALE, 2004; SARRAU et al. 2007) . Deve também levar-se em consideração na colocação dos implantes o cuidado das partes moles que participam nos processos de cicatrização óssea (OLMSTEAD, 1984, PALMER, 1999).

2.5 Pinos intramedulares

As primeiras tentativas de fixação óssea com pino intramedular valiam-se de materias manufaturados com madeira, osso heterólogo e marfim. Até o advento de métodos de esterilização, ligas metálicas inertes e técnicas pouco invasivas, os resultados eram insatisfatórios (RUDY, 1981). O uso de pinos intramedulares tornou se técnica simples e versátil, porem, as falhas biomecânicas eram freqüentes, notavelmente a instabilidade rotacional, migração do pino e colapso do foco em fraturas cominutivas (SIMPSON; LEWIS, 2006). Com o objetivo de evitar estas

falhas iniciou o uso de pinos intramedulares múltiplos (GIBSON; VANEE, 1991) e por último a haste intramedular bloqueada (*interlocking nail*) (VASSEUR et al. 1984; DALMAN; MARTIN, 1990; MCLAUGHLIN, 1999).

A técnica dos pinos intramedulares múltiplos consiste em preencher grande parte do canal medular com vários pinos de *Steinmann* de diferentes diâmetros com objetivo de evitar rotação. Tem como vantagem a simplicidade do método, necessidade de poucos instrumentos e possibilidade de remoção dos implantes após a cicatrização óssea. A principal desvantagem da técnica é a migração dos pinos (KAGAN, 1983; DEAN,1990).

Quando se bloqueia o pino intramedular a técnica é chamada de haste bloqueada ou *"interlocking nail"*, conhecida internacionalmente, e resiste melhor a força de torção que os pinos intramedulares simples (BROWNER, 1998). A técnica consiste em inserção de um único pino no canal medular. Este pino contém orifícios para serem bloqueados com parafusos transversais transcorticais, distal e proximal à fratura. A técnica necessita equipamentos específicos para que os orifícios dos pinos sejam bloqueados corretamente. A desvantagem do método refere-se à necessidade de fresar o canal medular que destrói completamente a medula e o endósteo, limitando a capacidade osteogênica. O dispositivo não é extraído após a consolidação óssea (DURAL; DIAZ, 1996).

Ainda existem outros tipos de implantes, como placas e fixadores externos, porém estes não são o escopo do trabalho.

2.6 Preparação, preservação e armazenamento ósseo

As propriedades biomecânicas do osso variam com a região anatômica, idade e estado geral do doador. A preparação e armazenamento dos espécimes podem afetar as propriedades mecânicas dos tecidos. Fatores como hidratação e temperatura (principalmente congelamento) influem na preservação da peça (TURNER; BURR, 2001).

Se as peças são mantidas a temperatura ambiente, são produzidas rapidamente enzimas líticas ocasionando autólise das células, alterando a matriz orgânica do osso. Os dois métodos de conservação que evitam este processo são a fixação química e o congelamento.É improvável que no osso congelado a –20°C nas condições que garantam a umidade da peça, aconteçam mudanças significativas nas propriedades mecânicas do osso cortical e esponjoso (MARTIN; SHARKEY, 2001).

Segundo MARTIN; SHARKEY (2001) a correta escolha do método de armazenamento é um fator importante para preservar as características da peça coletada.

Diversos trabalhos relatam diferentes técnicas de armazenamento como o congelamento do tecido ósseo em associação com solução salina, envolto em gazes 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 (GRIFFON et al. 1995; HAMER et al. 1996).

2.7 Teste de flexão

A flexão é produzida quando aplicada uma carga no eixo longitudinal do osso (RADASCH, 1999). Durante a flexão existe uma combinação de forças de tensão e compressão, a máxima tensão é produzida na superfície convexa do osso e a máxima compressão na superfície côncava (HULSE; HYMANN, 2003), a causa disso nos testes biomecânicos o corpo de prova fica mais susceptível a falha no lado oposto onde a força está sendo aplicada segundo REILLY; BURSTEIN¹ (1975 apud COWIN, 2001, p.7-12).

Testes de flexão são úteis para mensurar propriedades mecânicas de ossos longos. Para ossos muito pequenos é difícil calibrar testes em aparelho de compressão e extensão. No teste de flexão é aplicada uma força em todo o osso até o mesmo se deformar e romper. Essas tensões devido à flexão podem ser calculadas mediante a

¹ Reilly, D.T; Burstein, A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics, v.8, n.6, p.393-405, 1975.

utilização de diferentes fórmulas segundo a simetria da secção transversal do osso. No caso da tíbia a seção transversal é assimétrica e, portanto a dedução da sua respectiva equação é mais complexa (LEVENSTON, 1995).

O teste de flexão causa compressão do lado onde a força está sendo aplicada e extensão no lado oposto. Por tanto A flexão pode ser aplicada no corpo de prova utilizando-se força em três ou quatro pontos de apoio. A vantagem da força aplicada em três pontos é a simplicidade do método, mas a desvantagem é o surgimento de uma força de cisalhamento ou força de corte, perto do meio do osso. Portanto, a flexão em três pontos é usada geralmente para medir propriedades mecânicas de ossos grandes, onde a razão entre o comprimento e a largura deve ser no mínimo de 20:1 para garantir que o cisalhamento induzido pelo deslocamento seja desprezível segundo o relatado por SPATZ et al.² (1996 apud COWIN, 2001, p.7-13). Segundo dados publicados por Turner a tensão de cisalhamento causa de 15 a 20% de deformação em testes de flexão em um osso inteiro de um roedor.

Já na carga aplicada em quatro pontos produz-se genuína flexão, garantindo que a tensão de corte transversal (efeito de cisalhamento), seja nula. Este dispositivo é eficiente e simples para ossos simétricos (COWIN, 2001).

A análise biomecânica é de grande importância na obtenção de dados necessários para compreender melhor como as forças atuam em determinadas estruturas ou implantes (BERNADÉ et al. 2002; SUBER, 2008; GOH et al. 2009)

² Spatz, H.Ch.; O'Leary, E.J.; VINCENT, J.F.V. Young's moduli and shear moduli in cortical bone. Proc.R.Soc.Lond.B.Biol.Sci., 263, p.287-294, 1996.
Objetivos

3 OBJETIVOS

O objetivo do presente estudo foi desenvolver e avaliar biomecanicamente um novo modelo de ostessíntese nomeado como pinos intramedulares múltiplos bloqueados (PIMB). A avaliação foi realizada *in vitro* em fêmures de cadáveres caninos com osteotomia transversa do terço médio da diáfise, quando submetidos a forças de flexão mimetizando parte do cenário das forças que atuam na reparação da fratura.

3.1 Hipótese

Desenvolver uma nova técnica de pinos intramedulares múltiplos bloqueados que tenha a mesma resistência as forças de flexão que a técnica tradicional de pino intramedular único (PIU).

3.2 Limitações

Limitar o teste só as forças de resistência a flexão

Não conseguir mimetizar as condições in vivo, já que os testes são feitos em fêmures de cadáveres, tendo que eliminar todos os tecidos moles que recobrem o fêmur e ajudam na estabilidade do implante.

Mecanismo de leitura dos resultados manual, que é inferior ao método informatizado.

Na avaliação dos resultados foram desconsideradas outras forças que podem ter estado agindo junto as forças de flexão.

3.3 Significância clínica

Verificar experimentalmente que o novo método de pinos intramedulares múltiplos bloqueados pode ser considerado como técnica alternativa à utilização de pino intramedular único na osteossíntese de fêmur em cães.

Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

Nesta seção apresentam-se os matérias e métodos utilizados para o desenvolvimento da técnica de pinos intramedulares múltiplos bloqueados e sua posterior avaliação biomecânica à resistência as forças de flexão.

4.1 Desenvolvimento da técnica de PIMB

Na primeira etapa de planejamento padronizou-se uma técnica de osteossíntese em fêmur com pinos para atingir estabilidade e resistência no foco da fratura sem a necessidade de preencher totalmente o canal medular, a exemplo dos pinos intramedulares múltiplos e da haste bloqueada (*interlocking nail*). Para atingir este objetivo, inseriu-se dois pinos de *Schanz* nas corticais do osso de forma transversal ao eixo anatômico, e eles foram acompanhados de pinos de Steinmann colocados de forma intramedular e preenchendo ao máximo o canal medular somente nos pontos de inserção dos pinos de *Schanz*.

A próxima etapa baseou-se em determinar a quantidade adequada de pinos de Steinmann para proporcionar adequada resistência aos fragmentos ósseos. Padronizou-se usar três pinos intramedulares, tendo um dos pinos com o maior diâmetro e os outros dois preenchendo o restante do canal medular.

Na seguinte etapa determinou-se o diâmetro dos pinos (*Schanz e Steinmann*). O pino de *Schanz* ocupa um terço do canal medular, sendo assim, inserido transversalmente ao osso de forma a dividir o canal medular em duas partes iguais (cranial e caudal).

Um dos pinos de *Steinmann* ocupa o diâmetro do terço cranial, e a somatória dos diâmetros dos dois pinos de *Steinmann* restantes, ocupam o diâmetro do terço caudal. Houve dificuldade em adequar perfeitamente os diâmetros dos pinos intramedulares devido ao formato anatômico do canal medular femoral do cão e a grande variabilidade de angulações existentes na espécie. Desta forma, optou-se

por colocar um dos dois pinos do terço caudal com diâmetro de 1,5 ou 2 mm com a finalidade de se curvar e proporcionar uma melhor adequação ao canal medular.

Na etapa seguinte padronizou-se a seqüência de colocação dos pinos. No primeiro momento foram colocados os três pinos de *Steinmann* intramedulares no segmento proximal e na seqüência o pino de *Schanz*. Desta forma o pino de *Schanz* transversal muitas vezes saía pela cortical medial fraturando o osso ou não era possível sua colocação pela limitação mecânica dos pinos de *Steinmann*. Assim, optou-se por inserir primeiro os dois pinos de *Schanz* transversais à cortical do fêmur e posteriormente os pinos de *Steinmann*.

Desta forma os implantes definitivos foram compostos de dois pinos de *Schanz* inseridos transversalmente ao fêmur (proximal e distal) e na seqüência três pinos intramedulares de *Steinmann* colocados de forma retrógrada, sendo um deles (o de menor diâmetro) de 1,5 ou 2 mm de diâmetro, para uma melhor adequação ao canal medular (Figura 4.1).



Figura 4.1 – Desenho do desenvolvimento da técnica dos pinos intramedulares múltiplos bloqueados. (A) - inserção do primeiro pino de Schanz transversal à cortical do fêmur e sua aparência no corte transversal.
(B) - posterior colocação dos pinos de Steinmann no segmento proximal. (C) - redução dos segmentos ósseos na vista latero - lateral.
(D) - vista final da técnica na vista crânio – caudal

4.2 Estudo biomecânico

Estudo-se a resistência as forças de flexão em comparação com pino intramedular único, num modelo onde os fêmures foram osteotomizados no terço médio da diáfise simulando uma fratura estável, transversa, simples e sem perda de tecido ósseo. Para tanto foram realizadas cargas entre 0 e 50 Kg a uma velocidade constante de 5 mm/minuto, utilizando-se dois grupos: Grupo 1 composto por oito fêmures com a técnica de PIMB e Grupo 2 composto por oito fêmures com a técnica do PIU.

4.2.1 Material biológico

Para os testes biomecânicos foram utilizados 16 fêmures de oito cadáveres de cães machos e fêmeas, de diversas raças, com pesos entre 15 a 25 Kg e idade entre dois e sete anos. Todos os animais foram obtidos na Faculdade de Veterinária da Universidade da República Oriental do Uruguai. A causa de morte não teve relação com a inclusão do animal neste estudo.

Todo material biológico foi obtido dentro de duas horas após a morte ou eutanásia do animal e conservados em *freezer* convencional, com temperatura de -24°C.

As peças foram obtidas por dissecção romba do local, com o auxílio de lâmina e cabo de bisturi, tesoura de Mayo e pinças dente de rato. Foi realizada incisão de pele desde o trocânter maior até a articulação fêmoro-tíbio-patelar seguida de incisão da fascia lata ao longo da margem cranial do músculo bíceps. O bíceps femoral e vasto lateral foram refletidos para exposição da diáfise femoral. Todos os tecidos moles adjacentes aos ossos foram retirados e o fêmur liberado de suas inserções articulares. Após a retirada do fêmur, o periósteo foi removido (Figura 4.2). As peças foram armazenadas em *freezer* convencional, com temperatura de –24°C, em embalagens plásticas com dimensões de 30 cm de altura por 20 cm de largura. Cada embalagem continha um par de fêmures do mesmo animal identificada com canetas de marcação permanente resistente a água. As informações contidas em cada embalagem plástica identificava o número do animal, peso e raça.

Todas as peças foram radiografadas para descartar a presença de doença óssea ou nutricional, que foi critério de exclusão para o trabalho.



Figura 4.2 – Imagens fotográficas da obtenção das peças. (A) - Incisão de pele desde o trocânter maior até a articulação fêmoro-tíbio-patelar, (B) - Incisão da fascia lata ao longo da margem cranial do músculo bíceps, (C) - Bíceps femoral e vasto lateral refletidos para exposição da diáfise femoral, (D) - Após a retirada do fêmur, o periósteo foi removido

Após a coleta, os 16 fêmures foram radiografados no Serviço de Radiologia da Faculdade de Veterinária da Universidade da República Oriental do Uruguai, com o objetivo de descartar fragilidade óssea (fraturas, neoplasias) (Figura 4.3). Este estudo também foi utilizado para determinar o diâmetro do canal medular e assim, calcular o diâmetro dos pinos de *Schanz* e *Steinmann* a serem utilizados. Todos os exames foram realizados utilizando o aparelho radiográfico Vetter-Rems, 150 mAs/105 Kv (Argentina) com técnica radiográfica 40 Kv, 2 mAs com 1 metro de distância do foco. As medições foram realizadas com régua tradicional.



Figura 4.3 – Imagem fotográfica do exame radiográfico do fêmur utilizado para primeira avaliação das peças e mensuração dos diâmetros do canal medular

4.2.3 Determinação do diâmetro dos pinos (PIMB e PIU)

Os pinos de *Steinmann* e pinos de *Schanz* foram escolhidos a partir das medidas do diâmetro do canal medular nos estudos radiográficos do fêmur. Na incidência crâniocaudal foi traçado o eixo anatômico, de acordo com as mensurações sugeridas por PETAZZONI e JAEGER (2008) a seguir foram traçadas duas linhas perpendiculares ao eixo anatômico, sendo a primeira margeando a borda distal do trocânter menor (linha A) e a segunda tangenciando o final da diáfise e começo da metáfise (linha B). A distancia entre os pontos A e B foi dividida em quatro partes para obter desta forma o diâmetro do canal medular proximal, médio e distal (linhas C, D e E) (Figura 4.4). Nestes pontos aferiu-se o diâmetro do canal medular.

A partir do diâmetro proximal, calculou-se o diâmetro do pino de *Schanz* como um terço do canal medular, o diâmetro do outro terço proporcionou o diâmetro do pino de *Steinmann* de maior diâmetro, e o diâmetro do terço restante foi completado com os outros dois pinos de *Steinmann*, sendo que um deles tinha um diâmetro de 1,5 ou 2 mm. O diâmetro do pino utilizado no grupo controle foi calculado baseado no diâmetro do canal medular medial, como 40 a 42% da mensuração.



Figura 4.4 – Aferições para escolha do diâmetro dos pinos de Schanz e Steinmann, com base nos diâmetros das secções transversais dos corpos de prova. Linha vermelha corresponde ao eixo anatômico. Linhas amarelas A e B correspondem a regiões anatômicas tomadas de referência para obtenção do diâmetro do corpo de prova. Linhas C, D e E correspondem a regiões onde o diâmetro do fêmur foi aferido

4.2.4 Colocação do implante

No fêmur, descongelado a temperatura ambiente e envolvidos em gaze umedecida com solução fisiológica, inseriu-se com furadeira, um pino de *Schanz* no ponto C (previamente calculado) em sentido latero-medial de tal forma a dividir o canal medular em um terço cranial e um terço caudal. Após procedeu-se à colocação do segundo pino de *Schanz* no ponto E, e na seqüencia, osteotomia medial da diáfise femoral (ponto D) com serra de mão para não produzir esmagamento do tecido ósseo (Figura 4.5). Posteriormente foram inseridos no canal medular os três pinos de *Steinmann* pelo método retrógrado. Em primeiro lugar foi colocado o pino de

maior diâmetro no terço cranial e após foram colocados os dois pinos restantes no terço caudal. Os fragmentos foram reduzidos e os pinos de *Steinmann* foram inseridos no fragmento distal, na mesma ordem que no segmento proximal, até obter resistência (Figura 4.6). O excedente dos três pinos de *Steinmann* foram seccionados com alicate.

Uma vez prontos os corpos de prova, foram radiografados para verificar a colocação dos pinos (Figura 4.7).

A técnica de PIU foi realizada nos fêmures contralaterais esquerdos, osteotomizados com o mesmo padrão usado para a técnica de PIMB. O pino de *Steinmann* foi inserido de forma retrógrada e uma vez coaptados os segmentos o pino foi cortado junto ao trocânter maior.

Todos os pinos de aço cirúrgico 316 L utilizados na preparação dos corpos de prova foram fornecido pela mesma empresa KONA S.A, e apresentaram diâmetros de: 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5 e 4 mm.



Figura 4.5 – Imágens fotográficas da seqüencia de colocação dos pinos de Schanz e posterior ostetomia medial da diáfise femoral. (A) - Linhas de referência A e B posicionadas para posterior determinação da osteotomia medial da diáfise, linha D lugar da osteotomía, C e E pontos de inserção dos pinos de Schanz; (B) - e imagem do corpo de prova posterior a osteotomia



Figura 4.6 – Imagem fotográfica da colocação dos pinos de Steinmann no segmento proximal (A) e posterior redução dos fragmentos femorais com a imagem da apariência final do corpo de prova (B)



Figura 4.7 – Imagens fotográficas dos estudos radiológicos dos corpos de prova com a técnica do PIMB, (A) - vista crânio – caudal, (B) - vista latero - lateral

Foi fabricado para este estudo um dispositivo de aço de carbono composto de duas peças, uma de suporte para o osso e uma segunda com função de braço de força (Figura 4.8).

A base do suporte possuía comprimento de 29,5 cm, largura de 5,0 cm e espessura de 1,5 cm. Acima da base, encontrava-se estrutura regulável para se adaptar aos diferentes tamanhos dos fêmures em forma de L de 5,0 cm de comprimento, 5,0 cm de largura e 1,5 cm de espessura, com uma fenda em formato de V para manter o fêmur em posição.

O braço de força encaixava-se na parte superior da prensa e tinha 29,5 cm, largura de 5,0 cm e espessura de 1,5 cm, possuía duas barras reguláveis de 8,5 cm de comprimento e 7 mm de espessura que atuavam como pontos de força.

Tanto o suporte quanto o braço de força estavam colocados na máquina de forma tal que seus centros ficassem numa linha reta. Portanto o sistema montado era um dispositivo de flexão com quatro pontos (dois na base do suporte e dois no braço de força).



Figura 4.8 – Imagem fotográfica do dispositivo de flexão inserido na máquina universal de ensaios Instron, composto do suporte para colocação do corpo de prova, e braço de força, formando o dispositivo de flexão a quatro pontos

4.2.6 Ensaio piloto

Foram utilizados dois corpos de prova, um montado com a técnica de PIMB, e outro montado com a técnica de PIU, segundo foi descrito anteriormente. Foi avaliado o dispositivo de flexão e o mecanismo da maquina universal de ensaios (Instron 1011), para determinar a forma que iam ser tomadas as medições.

Ao inicio do teste avaliou-se o intervalo de deslocamento do braço de força que foi padronizada em 5 mm/minuto. E determinou-se a marcação dos valores de força a cada 0,5 mm para obter uma maior qualidade de dados.

Para aumentar a sensibilidade foi estabelecida uma carga máxima de 50 Kg, por tanto o ensaio foi estabelecido como ensaio não destrutivo.

Percebeu-se a necessidade de mudar a abertura do suporte e o braço de forca para cada corpo de prova, devido aos diferentes tamanhos de fêmures, o que influenciaria nos resultados da resistência a carga.

Foi avaliado o braço de força para não ter interferência com os côndilos femorais ou a região trocantérica no momento da flexão e deformação do fêmur.

Os ensaios foram realizados com ambas as técnicas para a certificação de que obter-se-ia uma quantidade de dados suficientes para cada deformação para um determinado estudo estatístico.

4.2.7 Ensaio de resistência a flexão

No momento da utilização, os fêmures foram descongelados a temperatura ambiente com auxílio de compressas de gazes embebidas em NaCl 0,9%. Após o período de descongelamento os fêmures foram utilizados para a realização dos testes biomecânicos de resistência as forças de flexão.

Foi utilizada máquina universal de ensaios (Instron, Modelo 1011, serie 478, U.S.A), calibrada pelo LATU numa escala de 50 Kg (Figura 4.9).

Dada a disparidade dos tamanhos dos corpos de prova, decidiu-se fazer medições proporcionais entre o braço de força e o tamanho do fêmur.

Uma vez posicionados os corpos de prova, o braço de força foi posicionado a uma distancia aproximada de 0,5 cm, neste momento começava-se a se movimentar o braço lentamente até que os braços de força tocassem o osso, neste momento a Prensa era calibrada para começar a realizar as cargas em Kilogramas a velocidade de 5 mm/min.

Um operador, de forma manual, observava os dados na prensa e, o outro, anotavaos em uma planilha previamente elaborada.

No momento de carga máxima parava-se o mecanismo, e voltava-se o braço de força à posição zero.

O mesmo procedimento realizado para os corpos de prova submetidos à técnica de PIMB foi utilizado para aqueles submetidos à técnica do PIU.

Os resultados dos testes mencionados foram registrados para sua posterior avaliação.



Figura 4.9 - Imagem fotográfica da máquina universal de ensaios (Instron, Modelo 1011, serie 478, U.S.A), calibrada pelo LATU, utilizada para realizar os ensaios biomecânicos, calibrada numa escala de 50 Kg e deslocamento de 5mm/min.

4.3 Análise estatística

Os resultados foram analisados através de programa computacional Instat, versão 3.0.1 (1998), a normalidade verificada dos pelo Teste de Kolmogorov e Smirnov, todos os valores passaram pelo teste de normalidade dentro de uma distribuição normal. Pela análise dos dados coletados determinou-se utilização de teste paramétrico de Student com correção de Welch e de Student. O intervalo de confiança utilizado foi de 95%, e a sensibilidade de 0,05.

Resultados

5 **RESULTADOS**

Os resultados serão apresentados em duas partes. A primeira abrange os resultados do desenvolvimento da técnica e a segunda, os resultados dos testes biomecânicos de resistência as forças de flexão.

5.1 Desenvolvimento da técnica

Foram montados 17 corpos de prova para a realização dos ensaios piloto e biomecânico. Os valores dos diâmetros do canal medular foram conferidos para a escolha dos pinos de *Schanz* e *Steinmann* (Tabela 5.1). Os diâmetros dos pinos de Schanz e Steinmann a ser utilizados em ambas técnicas foram conferidos para cada ponto de inserção (Tabela 5.2).

A padronização na colocação dos pinos desenvolvida em matérias e métodos não apresentou maiores dificuldades seguindo os passos de colocação dos pinos, salvo alguns corpos de prova onde na colocação dos pinos de *Steinmann* no segmento distal apresentou leve dificuldade, batendo os pinos de Steinmann no pino de *Schanz*, obrigando a reposicioná-lo, até conseguir a passagem.

Dessa forma ficaram prontos os corpos de prova para dar começo aos ensaios.

Tabela 5.1 – Valores dos diâmetros do canal medular obtidos a partir da imagem
radiográfica dos fêmures realizados no Serviço de Radiologia da
Faculdade de Veterinária, Uruguai

Animal	Membro	Membro	Membro	Membro	Membro	Membro
	direito	direito	direito	esquerdo	esquerdo	esquerdo
	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro
	proximal	distal	médio	proximal	distal	médio
	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
1	8	10,5	8	8	9	7,5
2	9	11	9,5	8	11	8
3	8,5	10	8,8	9	10	8
4	7,5	8,5	7,5	7,5	8,5	7,5
5	7,5	8	7	7,8	7	8
6	7,5	8	7	7,5	7	8
7	8,3	10	8	8,5	10	8
8	9	11	9,5	8	11	8

Corpo de prova	PI	ИВ	PIU
1	Steinmann 2,5 mm	<i>Schanz</i> 2,5 mm	3 mm
	2 mm 2 mm	3 mm	
2	3 mm 2,5 mm	3 mm 3,5 mm	3,5 mm
3	2 mm 2,5 mm	2,5 mm	3,5 mm
	2 mm 1,5 mm	3 mm	
4	2,5 mm 2 mm	2,5 mm 3 mm	3 mm
5	1,5 mm 2,5 mm	2,5 mm	3 mm
	2 mm 1,5 mm	2,5 mm	
6	2,5 mm 2 mm	2,5 mm 2,5 mm	3 mm
7	1,5 mm 2.5 mm	2.5 mm	3 mm
	2 mm 1 5 mm	3 mm	
8	3 mm 2.5 mm	3 mm 3.5	3,5 mm
	2 mm	0,0	

Tabela 5.2 - Diâmetros dos pinos de *Schanz* e *Steinmann* utilizados nos corpos de prova para o estudo biomecânico, realizado na Faculdade da Engenharia, Uruguai

5.2 Testes biomecânicos

5.2.1 Ensaio piloto

O ensaio piloto foi feito com dois corpos de prova, um montado com a técnica de PIMB e o outro com a técnica de PIU. A medição do canal medular assim como a determinação do diâmetro dos pinos de *Schanz* e *Steinmann*, foi realizado segundo a descrição citada em materiais e métodos (Tabelas 5.3 e 5.4).

Os primeiros valores de deslocamento registrados pela máquina demonstraram um valor constante de carga de 3,3 Kg, para descobrir o fator atuante foram realizados testes com diferentes matérias (pinos de aço, tubos de polipropileno e osso) e detectou-se que esses valores repetiam-se em cada teste permitindo descobrir que eles deviam-se a uma folga de 1mm no mecanismo de adequação do sistema de encaixe entre a célula de carga e a máquina de ensaio universal.

Após os ensaios avaliaram-se de forma detalhada os corpos de prova, observandose que em nenhum deles aconteceram fraturas ou fissuras, assim como rotação ou deslocamento no suporte.

Nas tabelas obtidas da tomada de dados observou-se que o método de PIU atingiu a carga máxima de 50 Kg com um deslocamento menor que a técnica de PIMB, pelo qual decidiu-se para os futuros ensaios tomar o último valor de deslocamento da força máxima do PIU, como ultimo valor do teste para a técnica do PIMB (Tabelas 5.5 e 5.6). Com os valores obtidos foi possível construir o gráfico permitindo assim comparar as respostas as forças de flexão das duas técnicas (Gráfico 5.1).

A área preenchida no segmento medial da diáfise femoral foi de 21,94 mm² para os corpos de prova com a técnica de PIMB e de 18,37 mm² para os corpos de prova com a técnica do PIU (Tabela 5.7).

Tabela 5.3 - Valores dos diâmetros do canal medular obtidos a partir da imagem radiográfica para montar os corpos de prova do ensaio piloto, Faculdade de Veterinária, Uruguai

Membro	Membro	Membro	Membro	Membro	Membro
direito	direito	direito	esquerdo	esquerdo	esquerdo
Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro	Diâmetro
proximal	distal	médio	proximal	distal	médio
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
7,5	8,0	7,0	7,8	7,0	8,0

Tabela 5.4 – Diâmetro dos pinos de *Steinmann* e *Schanz* utilizados nos corpos de prova do ensaio piloto, Faculdade de Veterinária, Uruguai

PIN	1B	PIU
Steinmann	Schanz	
2,5 mm	2,5 mm	3 mm
1,5 mm	3 mm	
1,5 mm		

Tabela 5.5 - Valores obtidos da carga, medidos em Kilogramas força e Newton, em função do deslocamento, medido em milímetros, mostrando à resistência a carga do corpo de prova do ensaio piloto, para a técnica do PIMB, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento	Força (Kgf)	Força (N)
(mm)	PIMB	PIMB
0	3,2	31,4
0,5	3,5	34,3
1	7,6	74,5
1,5	11,4	111,7
2	14,3	140,1
2,5	17,8	174,4
3	21,2	207,8
3,5	24,9	244,0
4	29,2	286,2
4,5	32,3	316,5
5	35,8	350,8
5,5	39,2	384,2
6	42,8	419,4
6,5	44,8	439,0
7	46,9	459,6

Tabela 5.6 - Valores obtidos da carga, medidos em Kilogramas força e Newton, em função do deslocamento, medido em milímetros, mostrando à resistência a carga do corpo de prova do ensaio piloto, para a técnica do PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0	3,2	31,4
0,5	3,5	34,3
1	4,3	42,1
1,5	6,2	60,8
2	9,2	90,2
2,5	20,7	202,9
3	29,9	293,0
3,5	44,5	436,1

Tabela 5.7 – Valores da área preenchida do canal medular medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU

Área Total do Canal	<i>Área Total do</i> Canal	%	%
medular medial	Medular Medial	Preenchida	Preenchida
MPD (mm²)	MPE(mm ²)	PIMB	PIU
38,47	38,47	21,94	18,37



Gráfico 5.1 – Representação gráfica da carga expressada em Kilogramas força em função do deslocamento para os dois corpos de prova do ensaio piloto (PIMB e PIU)

5.2.2 Ensaio de resistência

As provas de resistência às forças de flexão foram realizados em maquina universal de ensaios (Instron, modelo 1011, serie 478, U.S.A), com velocidade de 5mm/minuto e valor de carga máxima de 50 Kg. Os valores de carga foram registrados a cada 0,5 mm de deslocamento.

Uma vez colocados no suporte os corpos de prova com média de comprimento de 10,7 cm, regulou-se o braço de força; no caso dos corpos de prova com a técnica do PIMB foi calculado em base à metade da distância entre a osteotomia e o lugar da inserção do pino de *Schanz*, o mesmo braço de força foi utilizado para o corpo de prova contralateral com a técnica de PIU (Tabela 5.8).

O ensaio começo nas condições supracitadas com a aplicação da carga em sentido caudo-cranial do fêmur. A captação dos dados foi realizada de forma manual por um operador enquanto outro realizava as anotações numa planilha previamente desenhada. Desta forma foram coletados os dados da resistência de cada implante para cada variação de deslocamento (Apêndice A à H) e os valores plotados (Apêndice I à P).

Apos a realização das medidas e finalizados os ensaios todos os corpos de prova apresentaram deformação como resposta as cargas exercidas, mas não foram observadas fissuras ou fraturas, assim como também rotação o deslocamentos no suporte (Figura 5.1 e 5.2).

Todos os valores foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov e Smirnov, para conhecer se tratavam-se de valores homogêneos. Posteriormente foi aplicado o teste paramétrico de Student com correção de Welch, com intervalo de confiança de 95%, obtendo os resultados de medias e desvio padrão (Tabela 5.9). Para o ultimo valor de deslocamento foi realizado gráfico de media e desvio padrão (Gráfico 5.2).

Os valores finais de carga e deslocamento para cada grupo foram resumidos numa tabela para sua melhor interpretação (Tabela 5.10) e analisados pelo teste de Student (Tabela 5.11).

Em base as medições dos diâmetros dos pinos de Steinmann foram calculadas as porcentagens de preenchimento do canal medular para cada grupo (Tabela 5.12).

Os valores das áreas do canal medular para os fêmures direito e esquerdo foram analisados pelo teste de Student com correção de Welch; e os valores da porcentagens preenchida pelas duas técnicas analisados pelo teste de Student (Tabela 5.13).



Figura 5.1 - Imagem do corpo de prova com a técnica de PIMB montado em máquina de ensaios Instron, modelo 1011, serie 478, U.S.A., mostrando a sua deformação de carga máxima



Figura 5.2 - Imagem do corpo de prova com a técnica do PIU montado em máquina universal de ensaios Instron, modelo 1011, serie 478, U.S.A., mostrando a sua deformação de carga máxima

Tabela 5.8 – Valores do braço de força e suporte utilizados nos ensaios de resistência a flexão, baseado no comprimento dos corpos de prova. Todos os valores encontram-se representados em centímetros, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Corpo de prova	Comprimento do fêmur (cm)	Distancia do braço de força (cm)	Distancia da base de apoio (cm)
1	13	3,866	9,132
2	11,5	2,602	7,408
3	13,0	3,866	9,132
4	10,5	2,366	7,372
5	7,5	1,830	6,100
6	9,0	2,200	6,404
7	8,0	2,00	6,404
8	13,0	3,866	9,132

Tabela 5.9 – Valores estatísticos de media, desvio padrão e P, para cada momento de deslocamento, resultantes do teste de Student com correção de Welch, FMVZ - USP

Momento de	Media (Kaf)		Desvio padrão		Valores de P
(mm)	(Ng	ji <i>)</i>			
	PIMB	PIU	PIMB	PIU	
0	3,250	3,238	0,05345	0,05175	0,6425
0,5	4,913	5,088	1,209	0,7376	0,7333
1	6,813	7,675	1,823	0,6777	0,2452
1,5	8,613	10,288	2,168	1,883	0,1229
2	10,800	14,388	3,185	3,040	0,0383
2,5	12,400	18,525	3,173	3,631	0,0033
3	14,225	22,738	3,193	4,181	0,0005
3,5	15,813	27,425	3,417	4,376	< 0,0001
4	17,213	32,275	3,919	4,532	< 0,0001
4,5	18,588	36.574	4,417	5,084	< 0,0001
5	20,075	40,325	5,144	5,995	< 0,0001
5,5	19,117	39,317	4,138	4,081	< 0,0001
6	19,180	40,720	4,527	4,333	0,0001

Tabela 5.10 – Valores máximos de resistência a carga das técnicas de PIMB e PIU representadas em Kgf e N, para cada corpo de prova, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Corpo de prova	Momento do deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
1	5	26,3	257,7	45,6	446,9
7	5	15,5	151,9	48,7	477,3
8	5	27,1	265,6	46,8	458,6
2	5,5	24,7	242,1	45,9	449,8
3	6	27,2	266,6	44,3	434,1
5	6	16,5	161,7	34,2	335,2
4	7	18,9	185,2	46,9	459,6
6	7,5	21,9	214,6	40,2	394,0

Tabela 5.11 – Valores estatísticos dos valores máximos de resistência a carga das técnicas de PIMB e PIU representadas em Kgf e N. Analisados pelo teste de Student, FMVZ - USP

Media da	Media da	Desvio Padrão	Desvio Padrão	Valor de P
Força (Kgf)	Força (Kgf)	da Força (Kgf)	da Força (Kgf)	
PIMB	PIU	PIMB	PIU	
22,263	44,075	4,787	4,706	< 0,0001

Tabela 5.12 -Valores da área preenchida do canal medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU

Corpo de Prova	<i>Área Total</i> Canal Medular Medial MPD (mm²)	<i>Área Total</i> Canal Medular Medial MPE(mm²)	% <i>Preenchida</i> PIMB	% <i>Preenchida</i> PIU
1	50,24	44,16	22,27	16,00
2	70,85	50,24	21,33	19,14
3	60,79	50,24	16,14	19,14
4	44,16	44,16	22,22	16,00
5	38,47	50,24	25,51	14,06
6	38,47	50,24	25,51	14,06
7	50,24	50,24	19,53	14,06
8	70,85	50,24	21,33	19,14

5.13 - Valores estatísticos das áreas totais e porcentagem das áreas preenchidas do canal medial da diáfise femoral, nos corpos de prova com a técnica do PIMB e PIU, FMVZ - USP

Media	<i>Área Total</i> Canal Medular Medial MPD (mm²) 53,009	<i>Área Total</i> Canal Medular Medial MPE(mm²) 48,720	% <i>Preenchida</i> PIMB 21,730	% <i>Preenchida</i> PIU 16,450
Desvio Padrão	13,167	2,814	3,059	2,368
Valor de P	0,3976		0,0017	



Gráfico 5.2 – Representação gráfica da media e o desvio padrão para o momento de deslocamento de 6mm para a técnica do PIMB e a técnica de PIU

Discussão
6 DISCUSSÃO

A cirurgia ortopédica tem experimentado grande avanço nos últimos anos com novas técnicas de osteossíntese cada vez mais eficientes em manter a estabilidade no foco da fratura e facilitar o processo de cicatrização óssea. Varias técnicas para a correção de fraturas são mencionadas por Dean (1990); Whitehair (1992); Dural e Diaz (1996); Dueland et al. (1999); McLaughlin (1999); Beale (2004); Roush (2005); Roe (2006) e Sarrau (2007), assim como cuidados para melhorar o processo de cicatrização óssea mencionados por Olmstead (1984); Bolhofner (1996); PALMER (1999); Remedios (1999); Perren (2002); Simpson e Lewis (2006) e Pozzi e Lewis (2009). Às vezes, estas técnicas têm como conseqüência aumento dos custos tornando-as financeiramente proibitivas em algumas regiões, sobretudo em países da America Latina. Isso leva a utilização de técnicas ou métodos não tão eficientes na redução e estabilização da fratura, como pinos intramedulares simples ou múltiplos, técnicas relatadas há vários anos por Rudy (1981) e Kagan (1983). Trabalhos retrospectivos como o de Gibson e Vanee (1991), relatam complicações maiores que 50% com as técnicas de pinos simples e múltiplos. De acordo com estes resultados, decidiu-se desenvolver um novo método de osteossíntese com pinos de Steinmann e Schanz, denominada de pinos intramedulares múltiplos bloqueados. O método objetiva atingir custos baixos e reduzir as complicações inerentes às técnicas de pinos simples e múltiplos.

Como foi mencionado por Unger (1990) e Braden (1995), entre todas as fraturas que acometem cães e gatos, as de terço médio de fêmur ocorrem com maior freqüência, motivando o desenvolvimento da nova técnica e ensaios biomecânicos em fêmures de cadáveres de cães.

Os ossos apresentam geometria complexa e são submetidos a grupos de forças igualmente complexas, responsáveis pela geração de fatores de estresse e deformação ao longo de toda a estrutura óssea segundo descrito por Radasch (1999); Jee (2001) e Shahar et al. (2003). Concordamos com Bernardé et al. (2002) que citam que a análise biomecânica é importante na obtenção de dados para entender o comportamento dos implantes quando submetidos a estas forças e baseado nesses resultados viabilizar ou não sua aplicação *in vivo*.

Segundo Hulse e Hymann (2003) o fêmur, devido a curvatura anatômica, está carregado excentricamente e predisposto a grande flexão; o conceito é apoiado por análise de esforço in vivo, demonstrando que 85 a 89% da pressão interna fisiológica que predomina na maior parte do osso é a flexão. Assim, nosso trabalho incluiu testes biomecânicos para avaliar o comportamento de resistência as forças de flexão da técnica do PIMB.

Dentro dos nossos objetivos, usufruímos do conceito de Roe (2003), que afirma que a razão primária para escolha do método de fixação interna é a rigidez dos fragmentos ósseos e o rápido retorno à função do membro. Assim, concordamos que estes detalhes são plenamente relevantes na escolha do método de fixação. De acordo com os resultados de trabalhos realizados por Kagan (1983); Vasseur et al. (1984); e Dallman et al. (1990), os pinos múltiplos tem resistência maior a força rotacional em comparação com pinos simples, mas essa diferença não é significativa, por isso nossa técnica foi planejada com intuito de suprir esta desvantagem dos pinos múltiplos. Isto teve que ser atingido sem perder o conceito de rigidez, e pretendeu-se atingir a estabilidade uma vez que os dois pinos de *Schanz*, inseridos transversalmente, proximal e distal ao canal medular, preencheram quase a totalidade do canal junto aos pinos de *Steinmann* nestes dois pontos.

Compartilhamos com Della Nina (2008) de que o fêmur é um dos ossos mais desafiadores na pesquisa, pela dificuldade de padronizar os ensaios e a complexidade de achar seu eixo central. Para padronizar o tamanho dos fêmures seria preciso escolher cães da mesma raça, como no trabalho de Markel et al. (1994), entretanto em nosso caso foi totalmente inviável, desta forma escolhemos cães de diferentes raças e pesos corporais. Outros autores que utilizaram fêmures para seus ensaios, tais como Vasseur et al. (1984); Dallman et al. (1990); Dallabrida et al. (2005); Súber e Basinger (2008) e Goh et al. (2009), não comentaram estas particularidades. Em nosso caso com a falta da padronização do tamanho e comprimento do corpo de prova, padronizou-se a distância do suporte baseado no tamanho do fêmur, e o braço de força baseado na osteotomia femoral.

Utilizar segmentos ósseos para permitir padronizar os tamanhos dos fêmures, como realizado por Della Nina (2008) não foi possível porque impossibilitaria a colocação e estabilidade dos pinos na técnica de PIMB. O uso de outros materias como tubos de

polipropileno ou madeira utilizados por Egger (1983); Ramos et al. (1999) e Tomanik et al. (2008), não foi possível no nosso trabalho, já que um dos objetivos era padronizar a colocação dos pinos da nova técnica (PIMB) no fêmur.

De acordo com o conceito de que as propriedades biomecânicas do osso variam com a região anatômica e são influenciadas pela idade e estado de saúde do paciente segundo o descrito por Turner e Burr (2001), foram escolhidos animais sadios com idades entre dois e sete anos, e os fêmures foram radiografados para descartar qualquer doença óssea.

A técnica de conservação foi ponto importante no trabalho, assim, o método escolhido não apresentou alterações na estrutura óssea e durante os ensaios não foram observadas fissuras ou fraturas dos corpos de prova. Dessa forma concordamos com Martin e Sharkey (2001) de que a escolha do método de armazenamento é um fator importante para preservar as características da peça coletada e que o método de congelamento cumpre com esse objetivo. Segundo Griffon et al. (1995); Huss et al. (1995) e Hamer et al. (1996), não existem diferenças estatísticas no descongelamento do material ósseo utilizando gazes umedecidas com solução salina comparando-as com técnicas de descongelamento ao ar ambiente, por tanto em nosso trabalho escolheu-se a técnica de descongelamento mediante a utilização de gaze umedecida com solução salina.

Cada grupo de trabalho para a realização de testes possuía oito corpos de prova (fêmures), o mesmo número utilizado por Bernardé et al. (2002); Súber e Basinger (2008) e Goh et al. (2009).

O fato de ter escolhido o fêmur contralateral para o grupo controle baseou-se nos resultados do estudo biomecânico de Markel et al. (1994) que demonstraram não haver diferença estatística significativa entre os membros direito e esquerdo, quando comparadas suas reações em relação às forças de atuação.

Trabalho similar realizado por Súber e Basinger (2008) com teste de flexão além da osteotomia transversal deixa um afastamento entre os segmentos para simular fratura com perda de tecido ósseo *in vivo*. O objetivo do nosso trabalho foi avaliar fratura transversa, simples e sem perda de tecido ósseo, assim, não foi necessário afastar os segmentos após a redução.

A escolha do pino intramedular de *Steinmann* único como grupo controle foi baseado em seu uso na atualidade junto ao outros métodos de fixação. É mencionado por Piermattei et al. (2006) que os pinos intramedulares devem ocupar 75 a 80% do canal medular, e outros autores como Roe (2006) recomendam 70% quando utilizados como único método de fixação. Segundo Roe (2003) esta porcentagem diminui quando utilizado com outro métodos como fixadores externos e placas. Desta forma padronizou-se que o pino ocupasse 40% do diâmetro canal medular. Reconhecemos que é uma porcentagem baixa e fora do padrão normalmente utilizado, mas não era o escopo de nosso trabalho padronizar um diâmetro de pino intramedular único.

Segundo o referido por Spatz et al.³ (Apud. Cowin, 2001, p. 7-13). a flexão pode ser aplicada no corpo de prova utilizando-se força em três ou quatro pontos de apoio. A vantagem da força aplicada em três pontos é a simplicidade do método, mas a desvantagem é o surgimento de uma força de cisalhamento ou força de corte, perto do meio do osso; portanto, a flexão em três pontos é usada geralmente para medir propriedades mecânicas de ossos grandes, para garantir que o cisalhamento induzido pelo deslocamento seja desprezível. Como relatado por Cowin (2001) a carga aplicada em quatro pontos produz-se genuína flexão, garantindo que a tensão de corte transversal (efeito de cisalhamento), seja nula, sendo este dispositivo eficiente e simples para ossos simétricos. Baseado nestas duas referências foi escolhido o suporte em quatro pontos.

O ensaio piloto foi realizado com intuito de verificar o comportamento da máquina universal de ensaios e os corpos de prova. No referente à máquina universal de ensaios, detectou-se uma falha no mecanismo de encaixe com o braço de força provocando valores de deslocamentos irreais. Parao corrigir o erro padronizou-se para o momento 0 de deslocamento o valor de carga 3,3 Kgf.

Os corpos de prova permaneceram no suporte sem apresentar deslocamento ou rotação, pelo qual pode-se afirmar que o formato do suporte foi adequado para manter estáveis os corpos de prova durante o ensaio. Trabalhos de ensaio biomecânico apresentados por Bernardé et al. (2002); Shahar et al. (2003); Suber; Basinger (2007); Goh et al. (2009) utilizam métodos informatizados para processar os valores mensurados nos ensaios, o que confere facilidade e precisão nas mensurações. Utilizar técnica manual para coleta e processamento dos dados foi

³ Spatz, H.Ch.; O'Leary, E.J.; VINCENT, J.F.V. Young's moduli and shear moduli in cortical bone. Proc.R.Soc.Lond.B.Biol.Sci., 263, p.287-294, 1996.

ponto crítico em nosso trabalho. Para diminuir as variáveis, os valores foram tomados pelo mesmo observador familiarizado com a máquina universal de ensaios e com a técnica manual de coleta de dados.

A partir do ensaio piloto pode-se constatar que o corpo de prova com a técnica de PIMB necessitou de um deslocamento maior do braço de força que a técnica do PIU para resistir os valores de carga máxima de 50 Kg, por tanto, dado que o escopo de nosso trabalho foi comparar as diferenças na resistência às forças de flexão das duas técnicas, foi padronizado o ponto final de deslocamento a ser avaliado, baseando-se no último ponto de deslocamento para a carga máxima da técnica do PIU. A unidade de medida dos ensaios é proporcionada pela máquina universal de ensaios Instron em Kgf, mas para uma padronização no sistema internacional que facilite a comparação e discussão com outros trabalhos foi convertido também em Newton.

Ao levar em consideração que o deslocamento é diretamente proporcional à deformação, como observado no Gráfico 5.1 (originado a partir dos valores de carga em função do deslocamento), podemos observar que os corpos de prova com a técnica do PIMB têm que se deformar mais que os corpos de prova com a técnica do PIU para substituir a falta de resistência à força aplicada. Segundo Radasch (1999), o estresse e deformação sofridos, geram curva de resposta exponencial, que reflete o comportamento mecânico da estrutura óssea. Desta forma a técnica do PIU se aproxima com o que acontece com o osso normal, não acontecendo o mesmo com a técnica do PIMB.

Para melhor discussão dos resultados, a área do canal medular medial preenchida pelos pinos nas duas técnicas foi levada em consideração. Tanto para os resultados da carga em função do deslocamento como da porcentagem das áreas preenchidas, não é possível fazer uma discussão estatística no ensaio piloto devido a impossibilidade de aplicar um teste de normalidade com um grupo pequeno. Este assunto será discutido junto com os ensaios biomecânicos.

O ensaio biomecânico em maquina universal de ensaios permitiu padronizar a célula de carga em 50 Kg (490 N) como valor máximo para aumentar a sensibilidade do ensaio, e proporcionar um valor constante de deslocamento de 5 mm/minuto, este último também foi utilizado em ensaios similares por Súber e Basinger (2008) e Goh et al. (2009).

Todos os valores obtidos de carga em função do deslocamento passaram no teste de normalidade de Kolmogorov e Smirnov, podendo-se confirmar que trata-se de valores homogêneos. Com base nisso continuou-se a interpretação dos dados pelo teste paramétrico de Student com correção de Welch, com intervalo de confiança de 95%. Pode se observar que os valores de ambos grupos não apresentam diferenças significativas até momento 1,5, posteriormente a diferencia tournou-se significativa até chegar no ponto 6, onde ela é extremamente significativa, como demonstrado no Gráfico 5.5. A partir do valor 6,5 mm de deslocamento o "n" do estudo foi considerado muito pequeno para passar pelo teste de normalidade, por tanto os valores posteriores a 6,5 foram desconsiderados para à análise.

A análise estatística para os valores máximos de resistência à carga das técnicas do PIMB e PIU analisadas pelo teste de Student mostraram uma diferença extremadamente significativa; portanto, a partir dos resultados proporcionados pelos testes feitos neste trabalho, pode se afirmar que os corpos de prova com a técnica de PIMB apresentaram resistência significativamente menor às forças de flexão que os corpos de prova da técnica de PIU.

Ao considerar os valores das áreas dos canais medulares direitos e esquerdos, estes passaram pelo teste de normalidade e foram analisados pelo teste de Student com correção de Welch, mostrando diferença não significativa entre ambos, pudendo afirmar que não existem diferenças significativas entre o membro pélvico esquerdo e direito. Analisando os valores das porcentagens da área preenchida pelos pinos de Steinmann na região medial do canal medular, todos passaram pelo teste de normalidade e foram avaliados por teste de Student, mostrando diferença muito significante, podendo-se afirmar que a área preenchida pela técnica dos PIMB é maior que a área preenchida pelo PIU. Estes dados não correspondem aos resultados de resistência encontrados entre as duas técnicas. A explicação para este fenômeno é o fato de que o pino de *Schanz* produz um afastamento dos pinos de *Steinmann* na região onde o braço de força foi aplicado. Desta forma eles se comportam como unidades independentes quando submetidos a forças de flexão, tendo que suportar a carga aplicada de forma individual no percurso do deslocamento, diminuindo a resistência as cargas.

Observando os gráficos, para cada corpo de prova de carga em função do deslocamento, podemos observar que os corpos de prova com a técnica do PIMB,

para substituir a falta de resistência à força aplicada, têm que se deformar mais que os corpos de prova com a técnica do PIU, fato respaldado por Kisner e Colby⁴ (Apud. Diniz et al. 2005, p.1364), que define que a distensão é a quantidade de deformação que ocorre quando é aplicada uma carga, e que a distensão é diretamente proporcional á capacidade do material de resistir a força. Cálculos de deformação não foram incluídos em nosso trabalho baseados no relatado por Cowin (2001), que afirma que o cálculo indireto da deformação é impreciso se vários fatores não são levados em consideração. Dado que nossos análises foram manuais, os valores teriam apresentado um alto erro.

Os resultados obtidos não corroboraram a nossa hipótese inicial, pois conforme aos resultados obtidos e sua análise estatística, constatamos que a técnica de PIU oferece uma resistência maior as forças de flexão que a técnica de PIMB. Baseados nestes resultados podemos afirmar que a técnica do PIMB não é tão eficiente em quanto a técnica do PIU em resistir as forças de flexão, mas não podemos descartar a técnica ou qualificá-la como ineficiente.

Temos que levar em consideração o mencionado por Turner e Burr (2001) que in vivo existem outras forcas e parâmetros que caracterizam a integridade do osso. Ressalta-se que neste estudo o sistema de fixação funcionou como único estabilizador do corpo de prova, uma vez que não existiu a presença de partes moles, que em situação anatômica normal funcionariam como estabilizadores coadjuvantes adicionais, fato que foi ressaltado por Dallman (1990) e concordamos plenamente. Além disso devem-se destacar vários pontos como o fato de que a rigidez total no foco da fratura não é saudável para o tecido ósseo já que como o mencionado por Rodriguez López et.al. (2008), as cargas mecânicas induzem micro deformações no osso que estimulam células oteoblásticas, conseqüentemente levando ao aumento na formação óssea local. Portanto, o estímulo mecânico é necessário para proporcionar a manutenção do remodelamento ósseo e a ausência de deformações no osso torna-o menos denso e mineralizado. Segundo afirmado por Rodriguez López et al. (2008), quanto maior a deformação aplicada, maior a ativação do osteoblastos. Deve-se levar em consideração que em nosso trabalho as forças de carga são geradas em dois pontos da diáfise femoral, sendo isto uma

⁴ Kisner, E.; Colby, L.A. Exercícios Terapêuticos, Fundamentos e Técnicas, Terceira edição, Manolo, São Paulo, p.141-161, 1998.

situação que não acontece *in vivo* já que as forças são aplicadas ao longo da diáfise femoral e distribuídas ao longo desta como mencionado por Shahar (2003). Futuros testes com aumento do braço de força serão necessários para conseguir melhor distribuição de forças e avaliar novamente a resistência da técnica.

Poucos são os trabalhos que mencionam qual é a força de flexão normal que um osso tem que suportar durante o apoio. Este fato dificulta a avaliação, já que a força resultante do apoio causa forças de compressão, flexão e torção, no sistema esquelético. Relatos de Hulse e Hyman (2003) afirmam que nos cães, durante a caminhada lenta, a força de reação gerada pelo apoio equivale a um 20% do peso corporal para cada membro pélvico, mas devido à aceleração a força pode aumentar até 5 vezes em uma corrida ou durante o impacto pós salto. A força de reação causa compressão axial, flexão e torção no osso, que devem equilibrar-se com a contração muscular para controlar o movimento e manter o equilibro. Por tanto em uma situação normal de transmissão de cargas um cão de 15 Kg não supera valores de força de 147 N. Baseados nestes comentários, o fato de que os corpos de prova com a técnica do PIMB apresentarem deformação maior com resistência menor as forças de flexão nas condições que o ensaio foi realizado, não permite descartá-lo como método de fixação, até complementar o estudo com outros ensaios.

Outro ponto importante a ser atingido antes de realizar novos ensaios é baseados nos resultados do desenvolvimento da técnica de PIMB. Percebeu-se que além das radiografias em projeção crânio-caudal, há necessidade de radiografar o fêmur em posição látero-medial para obter imagens mais próximas do formato tridimensional, já que o canal medular femoral, em vários segmentos da diáfise, é oval e não circular, concordando com o expressado por Suber (2008). Também há necessidade de padronizar a inserção transversal do pino de Schanz de forma a dividir o fêmur em duas metades iguais, já que é ponto fundamental na posterior colocação dos pinos de *Steinmann*, uma possibilidade é utilizar paquímetro no momento da inserção para orientar o posicionamento.

A utilização do eixo anatômico como mencionado por Petazzoni e Jaeger (2008) foi de muita ajuda para a confecção das linhas de referência para a mensuração dos diâmetros do canal medular, mas outra possibilidade de padronizar o diâmetro dos pinos de *Schanz* e *Steinmann* na técnica do PIMB é basear-se na área do canal medular e não no diâmetro.

A forma como os cientistas esperam fazer progressos é mediante a ampliação gradual de suas hipóteses para que abranjam cada vez mais fatos. Por isso, futuramente serão necessários testes de compressão e rotação para avaliar o comportamento da técnica do PIMB frente a estas forças.



7 CONCLUSÕES

A análise dos dados e as observações obtidas nas condições em que o estudo foi conduzido permitem concluir que:

- existe diferença significativa entre a resistência às forças de flexão para as técnicas de PIMB e PIU;
- a técnica de PIMB, a mesmo deslocamento, tem resistência menor as forças de flexão que a técnica tradicional de pino intramedular único;
- são necessários ensaios complementares para continuar avaliando o comportamento da técnica dos pinos intramedulares múltiplos bloqueados as diferentes forças

Referências

REFERÊNCIAS

BEALE, B. Orthopedic clinical techniques femur fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, n. 3, p. 134-150, 2004.

BERNARDÉ, A.; DIOP, A.; MAUREL, N.; VIGUIER, E. An *in vitro* biomechanical comparision between bone plate and interlocking nail. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 15, n. 2, p. 57-66, 2002.

BOLHOFNER, B. R.; CARMEN, B.; CLIFFORD, P. The results of open reduction and internal fixation of distal femur fractures using a biologic (indirect) reduction technique. **Journal Orthopaedic Trauma**, v. 10, n. 6, p. 372-377, 1996.

BRADEN, T. D.; EICKER, S. W.; ABDINOOR, D.; PRIEUR, W. D. Characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 8, n. 4, p. 203-209, 1995.

COWIN, S. C. Mechanics of materials. In: _____. **Bone mechanics handbook**, Boca Raton: CRC Press, 2001. Cap. 6, p. 7-12.

DALLABRIDA, A. L.; SCHOSSLER, E. S. I; VENTURA DE AGUIAR, E. S.; AMENDOLA, G. F.; SOUZA DA SILVA, J. H. III; DOLEYS SOARES, J. M. Análise biomecânica ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária **transversal em fêmur de cães. Ciência. Rural**, v. 35, n. 1, p. 116-120, 2005.

DALLMAN, M. J. ; MARTIN, R. A.; SELF, B. P.; GRANT, J. W. Rotational strength of double pinning techniques in repair of transverse fractures of femur in dogs. **American Journal Veterinary Research**, v. 51, n. 1, p. 123-127, 1990.

DEAN, P. W. Técnicas variadas. In: BOJRAB, M.J. **Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais**, terceira Ed., Brasil, Roca, 1990. Cap. 48, p. 758-761.

DELLA NINA, M. I. 2008. 150f. Tese de Mestrado em 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. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

DINIZ, J. S.; DIONÍSIO, V. C.; NICOLAU, R. A.; PACHECO, M. T. T. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. ENCONTRO LATINO AMERICANO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA; ENCONTRO LATINO AMERICANO DE PÓS-GRADUAÇÃO, UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA, 2005. Anais do IX Encontro Latino Americano de Iniciação científica e V Encontro Latino Americano de pós graduação, 2005, p. 1363-1366.

DUELAND, R. T.; JOHNSON, K. A.; ROE, S. C.; ENGEN, M. H.; LESSER, A. S. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs, **Journal American Veterinary Medical Association**, v. 214, n. 1, p. 59-66, 1999.

DURAL, I.; DIAZ, M. C. Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. **Veterinary surgery**, v. 25, n. 5, p. 397-406, 1996.

EGGER, E. L. Static strength evaluation of six external skeletal fixation configurations. **Veterinary Surgery**, v. 12, n. 3, p. 130-136, 1983.

GIBSON, K. L.; VANEE, R. T. Stack pinning of long bone fractures a retrospective study. **Veterinary Clinical Orthopaedic Trauma**, v. 4, n. 2, p. 48-53, 1991.

GOH, C. S.; SANTONI, B. G.; PUTTLITZ, C. M.; PALMER, R. H. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate-rod fixation and anatomically contoured, conventional plate-rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. **American Journal Veterinary Research**, v. 70, n. 1, p.23-29, 2009.

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.

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.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biología y biomecánica de la fractura. In: Slatter, D. Tratado de cirugía en pequeños animales, Buenos Aires, Argentina, Inter-Médica, 2003. Cap.126, p. 2044-2053.

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.

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.

KAGAN, K. G. Mutiple intramedullary pin fixation of the femur of dogs and cats. **Journal American Veterinary Medical Association**, v. 182, n. 11, p. 1251-255, 1983.

LEVENSTON, M. E. Periosteal bone formation stimulated by externally induced bending strains. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 10, n. 4, p. 671, 1995.

MARKEL, M. D.; SIELMAN, E; RAPOFF, A. J.; KOHLES, S. S. Mechanical properties of long bones in dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 55. n. 8, p. 1178- 1183, 1994

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.

MC LAUGHLIN, R. Internal fixation. Intramedullary pins, cerclage wires, and interlocking nails. **Veterinary Clinics of North America: Small animal practice**, v. 29, n. 5, p. 1097-1116, 1999.

OLMSTEAD, M. L. Fractures of the femur. In: BRINKER, W. O; HOHN, R. B.; PRIEUR, W. D. **Manual of internal fixation in small animals**. Springer, Verlag, 1984. Cap. 4, p. 165-175.

PALMER, R. H. Biological osteosynthesis. **Veterinary clinics of north America: small animal practice**, v. 29, n. 5, p. 1171-1185, 1999.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of longe bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **The journal of bone & joint surgery**, v. 84-B, n. 8, p. 1093-1110, 2002.

PETAZZONI, M.; JAEGER, G. H. Terminology and definitions. In: _____ Atlas of clinical goniometry and radiographic measurements of the canine pelvic limb. Seg.Ed., Merial, 2008, p. 18-20.

PIERMATTEI, D. L.; FLO, G. L.; DeCAMP, Ch. E. Fracturas: clasificación, diagnóstico y tratamiento. In: ______. Manual de ortopedia y reparación de fracturas en pequeños animales, Buenos Aires: Inter-Médica, 2006. Cap. 2, p. 26-163.

POZZI, A.; LEWIS, D. D. Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 2, n. 4, p. 316-320, 2009.

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

REMEDIOS A. Bone and bone healing. Veterinary clinics of North America: small animal practice, v. 29, n. 5, p. 1029-1044,1999.

RODRIGUEZ LOPEZ, J. C. R.; MACHADO FREIRE, F.; SERRAO DALAPÍCULA, S.;CONZ, M. B.;MACIEL VIDIGAL JR, G. Respostas do tecido ósseo à carga mecânica. **Revista Implantnews**, v. 5, n. 6, p. 633-636, 2008.

ROE, S. Fijación interna de las fracturas. In: SLATTER, D. **Tratado de cirugía en pequeños animales**. Buenos Aires: Inter-Médica, 2003. Cap.120, p. 2060-2082.

ROUSH, J. K. Management of fractures in small animals. **Veterinary clinics small Animal practice**, v. 35, n. 5, p. 1137-1154, 2005.

RUDY, R. L. Principios del enclavamiento intramedular. **Clínicas veterinarias de norte américa. Manejo de las fracturas de los miembros en los pequeños animales**, 1981, p. 75-98.

SARRAU, S.; MEIGE, F.; AUTEFAGE, A. Treatment of femoral and tibial fractures in puppies by elastic plate osteosynthesis, **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology,** v. 20, n. 1, p. 51-58, 2007.

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.

SIMPSON, D. J. ; LEWIS, D. D. Fracturas de fémur. In: SLATTER, D. **Tratado de cirugía en pequeños animales**. Buenos Aires : Inter-Médica, 2006. Cap.146, p. 2353-2386.

SUBER, R; BASINGER, J. J. Effect of stack pins on the stiffness of interlocking nails in an unstable osteotomy model. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 21, n. 1, p. 15-20, 2008.

TURNER, Ch. H; BURR, D. B. Experimetal techniques for bone mechanics. In: COWIN, S.C. **Bone mechanics handbook**, Boca Raton, CRC Press, 2001, p. 7.1-7.35.

UNGER, M.; MONTAVON, P. M.; HEIM, U. F. Classification of fractures of the long bones in the dogs and cat: introduction and clinical application. **Veterinary Comparative Orthopedics and Traumatology**, v. 3, p. 41-50, 1990.

VASSEUR, P. B. ; PAUL, H. A. ; CRUMLEY, L. Evaluation of fixation devices for prevention of rotation in transverse fractures of the canine femoral shaft. **American Journal of Veterinary Research**, v. 45, n. 8, p. 1504, 1984.

WHITEHAIR, J. G.; VASSEUR, Ph. B. Fractures of the femur. Veterinary clinics of North America: Small Animal Practice, v. 22, n. 1, p. 149-170, 1992.

Apêndice

APÊNDICE A

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 1, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,3	32,3	3,3	32,3
0,5	5,6	54,9	4,9	48,0
1,0	7,1	69,6	6,9	67,6
1,5	8,6	84,3	8,7	85,3
2,0	10,8	105,8	10,3	100,9
2,5	12,7	124,5	14,3	140,1
3,0	16,6	162,7	18,3	179,3
3,5	18,7	183,3	24,8	243,0
4,0	21,6	211,7	31,8	311,6
4,5	24,2	237,2	38,9	381,2
5,0	26,3	257,7	45,6	446,9

APÊNDICE B

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 2, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,3	32,3	3,2	31,4
0,5	6,5	63,7	4,5	44,1
1,0	9,1	89,2	7,2	70,6
1,5	11,6	113,7	9,2	90,2
2,0	16,6	162,7	13,5	132,3
2,5	17,9	175,4	17,2	168,6
3,0	18,6	182,3	19,9	195,0
3,5	19,9	195,0	24,6	241,1
4,0	20,7	202,9	29,5	289,1
4,5	22,2	217,6	34,5	338,1
5,0	23,6	231,3	39,9	391,0
5,5	24,7	242,1	45,9	449,8

APÊNDICE C

Tabela 1 -Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 3, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento	Força (Kgf)	Força (N)	Força (Kgf)	Força (N) PIU
(mm)	PIMB	PIMB	PIU	
0,0	3,2	31,4	3,3	32,3
0,5	3,9	38,2	5,5	53,9
1,0	6,3	61,7	7,5	73,5
1,5	8,5	83,3	8,9	87,2
2,0	10,4	101,9	11,3	110,7
2,5	11,8	115,6	14,4	141,1
3,0	13,8	135,2	18,2	178,4
3,5	15,9	155,8	21,9	214,6
4,0	17,6	172,5	26,8	262,6
4,5	19,3	189,1	31,8	311,6
5,0	21,4	209,7	36,3	355,7
5,5	24,1	236,2	40,6	397,9
6,0	27,2	266,6	44,3	434,1

APÊNDICE D

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 4, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,3	32,3	3,2	31,4
0,5	3,7	36,3	4,9	48,0
1,0	5,2	51,0	6,9	67,6
1,5	6,7	65,7	8,7	85,3
2,0	8,4	82,3	12,9	126,4
2,5	9,8	96,0	16,4	160,7
3,0	11,3	110,7	20,4	199,9
3,5	12,9	126,4	24,2	237,2
4,0	14,1	138,2	28,7	281,3
4,5	15,2	149,0	32,4	317,5
5,0	16,2	158,8	35,6	348,9
5,5	17,1	167,6	39,1	383,2
6,0	17,8	174,4	41,9	410,6
6,5	18,4	180,3	44,5	436,1
7,0	18,9	185,2	46,9	459,6

APÊNDICE E

Tabela 1	- Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do
	deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número
	5, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento	Força (Kgf)	Força (N)	Força (Kgf)	Força (N) PIU
(mm)	PIMB	PIMB	PIU	
0,0	3,2	31,4	3,2	31,4
0,5	4,2	41,2	5,7	55,9
1,0	5,9	57,8	8,3	81,3
1,5	7,7	75,5	11,5	112,7
2,0	9,3	91,1	16,7	163,7
2,5	11,3	110,7	21,7	212,7
3,0	12,9	126,4	25,7	251,9
3,5	13,9	136,2	28,3	277,3
4,0	14,7	144,1	29,8	292,0
4,5	15,3	149,9	31,2	305,8
5,0	15,7	153,9	32,3	316,5
5,5	16,1	157,8	33,3	326,3
6,0	16,5	161,7	34,2	335,2

APÊNDICE F

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 6, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deformação (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,2	31,4	3,2	31,4
0,5	3,9	38,2	5,6	54,9
1,0	4,7	46,1	8,5	83,3
1,5	5,7	55,9	12,6	123,5
2,0	7,2	70,6	18,1	177,4
2,5	8,7	85,3	21,3	208,7
3,0	10,2	100,0	25,2	247,0
3,5	11,5	112,7	29,6	290,1
4,0	12,7	124,5	35,1	344,0
4,5	13,8	135,2	36,6	358,7
5,0	14,8	145,0	37,4	366,5
5,5	15,6	152,9	37,9	371,4
6,0	16,6	162,7	38,7	379,3
6,5	17,6	172,5	39,4	386,1
7,0	19,9	195,0	39,9	391,0
7,5	21,9	214,6	40,2	394,0

APÊNDICE G

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 7, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deslocamento (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,2	31,4	3,2	31,4
0,5	4,8	47,0	3,7	36,3
1,0	6,3	61,7	8,5	83,3
1,5	8,2	80,4	13,3	130,3
2,0	9,2	90,2	18,4	180,3
2,5	10,7	104,9	24,3	238,1
3,0	12,2	119,6	29,9	293,0
3,5	13,4	131,3	35,3	345,9
4,0	13,8	135,2	40,2	394,0
4,5	14,6	143,1	44,9	440,0
5,0	15,5	151,9	48,7	477,3

APÊNDICE H

Tabela 1 - Valores de força medidos em Kilogramas e Newtons, em função do deslocamento, mostrando a resistência a carga do corpo de prova número 8, Faculdade de Engenharia, Uruguai

Deformação (mm)	Força (Kgf) PIMB	Força (N) PIMB	Força (Kgf) PIU	Força (N) PIU
0,0	3,3	32,3	3,3	32,3
0,5	6,7	65,7	5,9	57,8
1,0	9,9	97,0	7,6	74,5
1,5	11,9	116,6	9,4	92,1
2,0	14,5	142,1	13,9	136,2
2,5	16,3	159,7	18,6	182,3
3,0	18,2	178,4	24,3	238,1
3,5	20,3	198,9	30,7	300,9
4,0	22,5	220,5	36,3	355,7
4,5	24,1	236,2	42,3	414,5
5,0	27,1	265,6	46,8	458,6

APÊNDICE I

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 1, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE J

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 2, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE K

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 3, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE L

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 4, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE M

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 5, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE N

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 6, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE O

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 7, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai



APÊNDICE P

Gráfico 1 – Representação da carga (Kgf) em função do deslocamento do corpo de prova número 8, para as técnicas de PIMB e PIU, Faculdade de Engenharia, Uruguai

