



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE VETERINÁRIA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA
ÁREA DE PATOLOGIA E CIÊNCIAS CLÍNICAS

DISSERTAÇÃO

Comparação da avaliação mecânica de compressão axial em seis modelos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de madeira e parafusos de aço inoxidável 304

MESTRANDO

Carlos Otávio Jordão Moreira da Rocha

ORIENTADORA

Rosana Pinheiro Botelho

2008

UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE VETERINÁRIA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA
ÁREA DE PATOLOGIA E CIÊNCIAS CLÍNICAS

Comparação da Avaliação Mecânica de Compressão
Axial em Seis Modelos de Fixadores Esqueléticos
Externos Confeccionados com Barras Estabilizadoras
de polimetacrilato de metila ou de Madeira e
Parafusos de Aço Inoxidável 304.

CARLOS OTÁVIO JORDÃO MOREIRA DA ROCHA

Sob a Orientação da Professora

Rosana Pinheiro Botelho

Dissertação aprovada como requisito parcial
para obtenção do grau de Mestre em
Medicina Veterinária. Área de Patologia e
Ciências Clínicas.

Seropédica, RJ

Agosto de 2008

**UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE VETERINÁRIA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**

CARLOS OTÁVIO JORDÃO MOREIRA DA ROCHA

Dissertação submetida ao Curso de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, área de Patologia e Ciências Clínicas, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Medicina Veterinária.

DISSERTAÇÃO APROVADA EM 29/08/2008.

Rosana Pinheiro Botelho (Dra) UFRRJ
Orientadora

André Lacerda de Abreu Oliveira (Dr) UENF

Victor Jayme Roget Rodriguez Pita (Dr) IMA/UFRJ

AGRADECIMENTOS

A Deus por iluminar meus caminhos, me fortalecendo e me presenteando com muita saúde e determinação, permitindo assim a busca pelos meus objetivos.

A minha amada Ana Carla que sempre esteve ao meu lado, me incentivando e auxiliando na elaboração deste projeto, principalmente nos momentos de desânimo e aflição.

As minhas queridas filhas Juliah e Luysah, que são as preciosidades da minha vida, continuidade de minha existência e maior presente de Deus.

A minha orientadora Rosana Pinheiro Botelho, por ser simplesmente o que é, exemplo de pessoa que desde que conheci sempre se mostrou solícita e dedicada. Pode ter certeza que Deus reserva coisas maravilhosas para você.

Ao Prof. Vitor Pitta do Instituto de Macromolécula Eloisa Mano da UFRJ pela grande atenção e ajuda na realização e interpretação das análises mecânicas.

Aos meus amigos e colaboradores da SOS Policlínica Veterinária, que sempre se desdobraram na minha ausência, tornando possível a minha conquista.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente colaboraram para esta obra.

RESUMO

ROCHA, Carlos Otávio Jordão Moreira. **Comparação da Avaliação Mecânica de Compressão Axial em Seis Modelos de Fixadores Esqueléticos Externos Confeccionados com Barras Estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de Madeira e Parafusos de Aço Inoxidável 304.** Seropédica: UFRRJ, 2008. 63p. (Dissertação, Mestrado em Medicina Veterinária, área de Patologia e Ciências Clínicas.

Com objetivo de testar a resistência e o comportamento biomecânico de fixadores externos de baixo custo utilizados em medicina veterinária, foram criados 6 modelos de protótipos do tipo la confeccionados a partir de materiais alternativos, utilizando-se como implantes ortopédicos parafusos de aço inoxidável 304 porosos e totalmente rosqueados, e como barra estabilizadora a resina de metacrilato ou hastes de madeira (*Pinnus ellioti*). Os modelos dos fixadores testados ainda se diferenciam por apresentarem 2, 3 ou 4 implantes por segmento fraturado. Com a finalidade de realizar avaliações biomecânicas o mais próximo possível da situação clínica, optou-se pela escolha de 2 tubos de policloreto de vinila, comercialmente conhecido como PVC, apresentando 10 cm de comprimento, 1,27 cm de diâmetro interno e 1,95 cm de diâmetro externo, afastados 5 cm entre si, representando assim os fragmentos ósseos e o foco de uma fratura instável. Este tipo de tubo se assemelha a um osso longo por apresentar um espaço interno que representa a área medular enquanto que as paredes externas representam as duas corticais ósseas. Para cada modelo de fixador externo foram criados 5 protótipos, submetidos a testes mecânicos para avaliação da força de compressão axial. O aparelho para avaliação dos protótipos foi o Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN (Quilograma-Newton) e a velocidade da compressão axial foi de 2 cm/minuto, seguindo as normas ASTM D695-91. Calculamos as cargas de rigidez, ponto de escoamento e carga de segurança máxima. A avaliação mecânica foi realizada no Instituto de Macromoléculas Eloísa Mano na Universidade Federal do Rio de Janeiro. Concluímos que os modelos com barra estabilizadora em resina necessitou de uma carga maior do que os modelos de madeira para sofrer deformação plástica. O modelo com 3 parafusos por segmento de tubo de PVC e barra estabilizadora de resina mostrou suportar maior peso que os demais, antes de apresentar uma deformação plástica, sendo indicado para cães com peso corporal de até 26,5 Kg portadores de fraturas nos membros torácicos e para cães com peso de até 44 Kg que apresentem fraturas nos membros pélvicos.

Palavras-chave: Fixador externo, madeira, resina acrílica, barra estabilizadora.

ABSTRACT

ROCHA, Carlos Otávio Jordão Moreira. **Comparison of the Mechanical Evaluation of Axial Compression in Six Models of External Skeleton Fixators Manufactured with Stabilized Bars of Methyl Methacrylate or of Wood and Stainless Steel Screws 304**. Seropédica: UFRRJ, 2008. 63P. (Dissertation, Master Degree in Veterinary Medicine, Pathology and Clinic Science Field).

With the objective of testing the resistance and the biomechanical behavior of external fixators of low cost used in veterinary medicine, were created 6 prototypes la type manufactured from alternative materials, using as orthopedic implants, stainless steel screws 304 porous, and as stabilized bar the methacrylate resin or wood poles (*Pinnus ellioti*). The models of the fixators tested differ because they have 2, 3 or 4 implants per fractured segment. With the purpose of doing biomechanical evaluations that are closer to the real clinical situation, were selected 2 tubes of polyvinylchloride, commercially known as PVC, with 10 cm length, internal diameter of 1,27 cm and external diameter of 1,95, far 5 cm from each other, representing, this way, the bone bands and the focus of an unstable fracture. This kind of tube is like a long bone because it has an internal space that represents the medullar area and external walls that represent the two osseous cortical. To each external fixator model, were created 5 prototypes, which were submitted to mechanic tests to evaluate the axial compression strength. The device to evaluate the prototypes was the Instron model 4204, with a charge cell of 5 KN (Kilogram-Newton) and the speed of the axial compression was 2 cm/minute, according the rules ASTM D695-92. The values of rigidity, drainage point and maximum security charge were calculated, according to the methodology used by Willer et al., (1991) and by Falcão (2004). The mechanical evaluation was done in the Instituto de Macromoléculas Eloísa Mano in the Universidade Federal do Rio de Janeiro. We concluded that the models with the stabilized bar made of resin required a larger load than the models made of wood to suffer a plastic deformation. The model with 3 screws per segment of PVC tube and a resin stabilized bar showed to tolerate a higher weight than the others, before showing a plastic deformation, this way it's indicated to dogs that weight up to 26,5Kg with fractures in the thoracic limbs and for dogs that weight up to 44Kg that have fractures in the pelvic limbs.

Keywords: external fixator, wood, acrylic resin, stabilized bar.

LISTAS DE ABREVIACOES, SIGLAS E SMBOLOS

%	porcento;
°	graus;
Kg	quilogramas;
mm	milímetros;
cm	centímetro;
N	Newton;
N/mm	Newton/milímetro;
PVC	policloreto de vinila;
mm/min	milímetro por minuto;
Pol/seg	polegada por segundo.
Kgf/mm	quilograma-força/milímetro.
Nm/graus	Newton-metro/graus.
h	horas.
KN	quilograma-Newton.
cm/minuto	centímetro /minuto.
P	estatística.
K/E	Kirschner-Ehmer

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1 - Curva padrão de carga x deslocamento com os parâmetros de ponto de escoamento, rigidez, carga de segurança máxima e carga de ruptura. 14
- Figura 2 - Fixador externo grupo A modelo I com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial. B) Figura do modelo de montagem do protótipo utilizado no teste de compressão axial, valores expressos em cm. 22
- Figura 3 - Fixador externo grupo A modelo II com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm. 22
- Figura 4 - Fixador externo grupo A modelo III com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm. 23
- Figura 5 - Fixador externo grupo B modelo I com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm. 25
- Figura 6 - Fixador externo grupo B modelo II com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm. 25

Figura 7 - Fixador externo grupo B modelo III com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm.	26
Figura 8 - Máquina de teste mecânico utilizada nas análises de compressão axial modelo Instron modelo 4204.	27
Figura 9 e 10 - Adaptador e base de aço inoxidável 316 L.	27
Figura 11 e 12 – Modelos III dos grupos A e B, durante o teste de compressão axial realizado no aparelho servo-hidráulico Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN à velocidade de 2 cm/mm.	31
Figura 13 - protótipo do grupo A modelo I quebrado durante o teste.	32
Figura 14 - protótipos do grupo A modelo I que sofreram angulação na interface pino-tubo de PVC.	32
Figura 15 - protótipos do grupo A modelo II que quebraram no local de inserção do parafuso de fixação das hastes de madeira.	33
Figura 16 - protótipos do grupo A modelo III que quebraram no local de inserção do parafuso de fixação das hastes de madeira.	33
Figura 17 - protótipos do grupo B modelo I que quebraram durante o teste.	34
Figura 18 - protótipos do grupo B modelo I que quebraram durante o teste e na unidade número 4 nota-se angulação na interface pino-tubo de PVC.	34

Figura 19 - protótipos do grupo B modelo II que quebraram durante o teste, na unidade 4 houve fratura em dois pontos.	35
Figura 20 - protótipos do grupo B modelo II que quebraram durante o teste.	36
Figura 21 - protótipos do grupo B modelo III que quebraram durante o teste.	36
Figura 22 - protótipos do grupo B modelo III que quebraram durante o teste.	37
Figura 23 – ponto de fratura na barra estabilizadora de resina, evidenciando a presença de micro bolhas.	38
Figura 24 – ponto de fragilidade nas barras estabilizadoras de madeira.	38
Figura 25 – ponto onde houve deslizamento dos parafusos de inserção nas hastes de madeira nos protótipos do grupo A modelo I e angulação na interface pino-tubo de PVC.	39

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo I (barra estabilizadora de madeira com 2 parafusos por segmento de fratura).	40
Gráfico 2- curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo II (barra estabilizadora de madeira com 3 parafusos por segmento de fratura).	41
Gráfico 3- curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo III (barra estabilizadora de madeira com 4 parafusos por segmento de fratura).	41
Gráfico 4- curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo I (barra estabilizadora de resina com 2 parafusos por segmento de fratura).	42
Gráfico 5- curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo II (barra estabilizadora de resina com 3 parafusos por segmento de fratura).	42
Gráfico 6- curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo III (barra estabilizadora de resina com 4 parafusos por segmento de fratura).	43

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Valores do ponto de escoamento expresso em Newton (N) dos cinco protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 1, 2 e 3 parafusos por segmento ósseo, assim como as respectivas médias e desvio padrão.	44
Tabela 2 – Valores da carga máxima de segurança expresso em Newton (N) dos cinco protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 1, 2 e 3 parafusos por segmento ósseo, assim como as respectivas médias e desvio padrão.	45
Tabela 3 – Valores da rigidez expresso em Newton/milímetros (N/mm) dos cinco protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 1, 2 e 3 parafusos por segmento ósseo, assim como as respectivas médias e desvio padrão.	46
Tabela 4 – Valores de “p” para Ponto de Escoamento, teste Mann-Witney, não pareado e não paramétrico.	47
Tabela 5 – Valores de “p” para Carga Máxima de Segurança, teste Mann-Witney, não pareado e não paramétrico.	49
Tabela 6 – Valores de “p” para Rigidez, teste Mann-Witney, não pareado e não paramétrico.	50

Tabela 7 – Valores médios do ponto de escoamento convertidos de Newton (N) para quilogramas (Kg) dos modelos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina).

52

Tabela 8 – Peso corporal máximo de cães em quilogramas (Kg) suportados por cada modelo de fixador externo dos grupos A (barra estabilizadora de madeira) e B (barra estabilizadora de resina).

53

SUMÁRIO

	Páginas
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	2
2.1 Componentes dos fixadores externos	3
2.1.1 Implantes	4
2.1.2 Dispositivos de ligação	4
2.1.3 Barras de conexão	5
2.2. Classificação das configurações dos fixadores externos	8
2.2.1. Configuração tipo Ia – unilateral uniplanar	8
2.2.2. Configuração tipo Ib – biplanar	8
2.2.3. Configuração tipo II – bilateral uniplanar	9
2.2.4. Configuração tipo III – bilateral biplanar	9
2.2.5. Configuração tipo anelar	9
2.3. Princípios de utilização dos fixadores externos	9
2.4. Estudo das avaliações biomecânicas	12
2.5. Estudo de protótipos e testes biomecânicos	16
3. MATERIAL E MÉTODO	20
3.1 Modelo Experimental	20
3.2 Avaliação mecânica	26
3.3 Avaliação estatística	28
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	29
5. CONCLUSÕES	55
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

1. INTRODUÇÃO

A ortopedia veterinária vem apresentando avanços significativos nos últimos anos. O uso de fixadores externos como método de estabilização de fraturas, tem-se popularizado devido à sua versatilidade e facilidade de aplicação.

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

A maior exigência por parte dos proprietários de animais e a dificuldade financeira que muitos apresentam, têm sido fatores estimulantes para o desenvolvimento de modelos ortopédicos alternativos, como por exemplo, fixadores externos com barra estabilizadora moldada em resina acrílica auto polimerizável ou barras de madeira, substituindo os modelos tradicionais de fixação externa de Kirschner-Ehmer, hastes bloqueadas, placas e parafusos ortopédicos, visando a diminuição do custo do tratamento, possibilitando assim sua maior utilização.

A necessidade de testes mecânicos dos fixadores externos confeccionados com materiais alternativos é importante para definir sua efetividade e a aplicabilidade em ortopedia veterinária, através da avaliação da sua resistência, podendo então ser indicado para uso clínico, a fim de proporcionar aos animais fraturados o retorno de sua atividade física e funcional o mais rápido possível.

Este estudo tem como objetivo avaliar o comportamento biomecânico do fixador externo unilateral e uniplanar tipo la confeccionado com implantes de parafusos em aço inoxidável 304 porosos e totalmente rosqueados, em substituição a pinos ou parafusos ortopédicos de aço inoxidável 316L, liso, parcial ou totalmente rosqueados; utilizando-se como barra estabilizadora a resina de metacrilato ou hastes de madeira em substituição às barras metálicas do fixador externo de Kirschner-Ehmer, quando submetidos à força de compressão axial.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Define-se por fixador externo um grupo de aparelhos, geralmente metálicos, que permite manter a rigidez ou estabilidade da estrutura óssea, com a qual se põe em contato através de fios ou pinos de aplicação percutânea, confeccionados quase sempre com aço (SISK, 1983).

O uso de fixador externo em seres humanos foi descrito pela primeira vez por Parkhill em 1897 (FRANCH, 1994) na década de 30, Anderson, Hoffmann e Stader desenvolveram os modelos que são ainda, a base de muitos dispositivos em uso atualmente (PETTIT, 1992). Ehmer em 1944, modificou um modelo utilizado em humanos, para uso em medicina veterinária (EGGER, 1998b).

A fixação esquelética externa é um meio de estabilização de fraturas ou articulações que utiliza pinos de fixação cutâneos que penetram internamente as corticais ósseas e se conectam externamente para formar uma estrutura ou ligação rígida (EGGER, 1996).

Um sistema de fixação deve ser bem tolerado pelo paciente (TURNER & SHIRES, 1995, DAVIDSON & BAUER, 1992), sua aplicação não deve resultar em um elevado custo e deve permitir a fácil retirada do implante, uma vez consolidada a fratura (GUEIROS & BORGES, 1999; ESTERMANN, 2005).

Fixadores externos são especialmente úteis nas fraturas expostas, que apresentam perda de tecido ósseo (instáveis) e com comprometimento dos tecidos moles adjacentes, sendo indicados também nas fraturas simples, múltiplas e bilaterais do corpo mandibular, em fraturas com união retardada e não-união dos segmentos ósseos (DAVIDSON & BAUER, 1992; RUDY & BODRIEU, 1992; HULSE & JOHNSON, 1997a; WIGGS & LOBPRISE, 1997; EGGER, 1998a, EGGER, 1998b; HARARI et al., 1998; MARRETTA, 1998; BRINKER et al., 1999; GUEIROS & BORGES, 1999; ESTERMANN, 2005).

São vantagens deste tipo de fixação: a facilidade de aplicação, ausência de implante metálico no local da fratura, o bom acesso no manejo da ferida, boa compatibilidade para o uso em conjunto com outros métodos de fixação interna, bem tolerada por cães e gatos, manter o comprimento do membro na presença de defeitos ósseos segmentares, facilitar a aplicação precoce ou tardia do enxerto, ser de fácil remoção após a consolidação e de custo razoável (WATERS et al., 1993; GORSE, 1998; BRINKER et al. 1999).

A utilização de fixadores externos confeccionados com hastes ou barras de natureza metálica ou de acrílico autopolimerizante é indicado na redução de fraturas cominutivas ou expostas, em que há maior risco de infecção, comprometimento vascular e que necessitem de longo tempo de imobilização. Sua segurança e versatilidade permitem que o método seja empregado nos casos em que outros métodos não foram eficazes (EGGER, 1991).

Sesic et al. (1998) e Coutinho et al. (1999), utilizaram fixadores externos confeccionados com barras estabilizadoras de madeira e parafusos corticais longos auto-atarraxantes para o tratamento de fraturas de ossos longos em cães, enquanto que Botelho et al. (1999), Botelho et al. (2001) e Botelho et al. (2005b), utilizaram o mesmo tipo de fixador para estabilização de fraturas mandibulares.

2.1. Componentes dos fixadores externos

Dentre os componentes de um fixador externo de Kirschner-Ehmer, o mais atualmente utilizado destaca-se os pinos de fixação, as barras de conexão e os dispositivos de ligação (braçadeiras de conexão, rótulas ou grampos).

Fixadores externos com barras estabilizadoras confeccionadas com resina auto-polimerizável substituem eficientemente os fixadores de Kirschner-Ehmer, conferindo ao conjunto boa estabilidade (OKRASINSKI, 1991; ROSS & MATTHIESEN, 1993; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; HARARI et al., 1998; BRINKER et al. 1999; BOTELHO et al., 2001; GIOSO et al., 2001; HULSE & JOHNSON, 2002; BOTELHO et al., 2005a; BOTELHO et al., 2005b; ESTERMANN, 2005).

Sesic et al. (1998), Botelho et al. (1999), Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (2001) e Botelho et al. (2005b) utilizaram aparelhos de fixação externa configurados com barras estabilizadoras de madeira no tratamento de fraturas.

2.1.1. Implantes

Os pinos são implantes fabricados em aço inoxidável, sendo chamados de meio pinos quando atravessam a pele e perfuram as duas corticais ósseas, aqueles que atravessam a pele do lado contralateral de sua inserção são chamados de pinos completos (EGGER, 1996; EGGER, 1992; MEARS & BEHRENS, 1983; BRINKER et al., 1999).

Os pinos podem ser lisos, parcialmente ou totalmente rosqueados. Nos pinos parcialmente rosqueados as roscas podem ser de perfil negativo, isto é, com diâmetro externo igual ao do pino; ou podem ser de perfil positivo, com diâmetro externo maior do que o diâmetro da porção lisa (MEARS & BEHRENS, 1983; HULSE & JOHNSON, 2002). Os pinos rosqueados apresentam uma aderência muito maior com o osso do que os pinos lisos. No entanto, os pinos rosqueados tradicionais, utilizados em medicina veterinária, são fabricados com perfil negativo, conseqüentemente estes pinos possuem uma tendência a se romper ou a se dobrar na junção com a porção lisa do próprio pino quando parcialmente rosqueados, ou ainda no ponto de união com as braçadeiras (EGGER, 1996; HULSE & JOHNSON, 2002).

Sesic et al. (1998), Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (1999), Botelho et al. (2001), Botelho et al. (2005a), Botelho et al. (2005b) e Botelho et al. (2005c) utilizaram parafusos de aço 304 totalmente rosqueados como implantes de fixadores externos.

Os pinos lisos, por proporcionarem menor interface ao osso, devem ser inseridos em um ângulo divergente entre si de aproximadamente 30 a 40°, evitando assim, a migração do implante e o conseqüente afrouxamento do conjunto (EGGER, 1996).

2.1.2. Dispositivos de ligação

As braçadeiras de conexão, rótulas ou grampos, são peças fabricadas em aço inoxidável que fixam firmemente os pinos às barras de conexão no aparelho de Kirschner-Ehmer (EGGER, 1996).

Sesic et al. (1998), Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (1999), Botelho et al. (2001), Botelho et al. (2005a) e Botelho et al. (2005b) utilizaram parafusos,

porcas e arruelas de aço inoxidável 304 para realizar a compressão das barras de madeira aos parafusos longos de aço 304 totalmente rosqueados utilizados como implantes de fixação.

2.1.3. Barras de conexão

A barra ou haste de conexão promove a união dos pinos de fixação anexados aos fragmentos ósseos, resultando na construção de uma armação que fornece suficiente estabilidade para permitir que o osso cicatrize, enquanto mantém-se o uso funcional do membro. Estas barras são geralmente confeccionadas em aço inoxidável (EGGER, 1992).

O uso de fixadores esqueléticos externos utilizando barras conectantes de acrílico tornou-se bastante popular em medicina veterinária pelo baixo custo, versatilidade e facilidade de aplicação (OKRASINSKI, 1991; WILLER et al., 1991, ROSS & MATTHIESEN, 1993; SHAHAR, 2000), sendo uma opção de tratamento para cães pertencentes a proprietários com baixo poder aquisitivo. Além disso, não há necessidade de alinhamento dos pinos como no uso da barra de metal (LEWIS & BLOOMBERG, 1994; HARARI et al., 1998; BRINKER et al. 1999; SHAHAR, 2000). Nos Estados Unidos foi desenvolvido um sistema comercial, com uso de tubos para colocação da resina (HULSE & JOHNSON, 2002). Um estudo biomecânico mostrou que a barra acrílica de 2 cm de diâmetro foi superior em cargas de compressão e cisalhamento à barra de aço de 4,8 mm, tradicionalmente utilizada no sistema Kirschner-Ehmer (K-E) de tamanho médio (OKRASINSKI, 1991; BRINKER et al., 1999).

Willer et al. (1991) concluíram que as barras de conexão de acrílico, apresentaram resistência maior ou igual aos modelos de aço inoxidável. Wells et al. (1997), analisaram 2 tipos de fixadores externos (acrílico e aço inoxidável), chegando a conclusão que o modelo de resina poderia ser utilizado em pacientes com até 25 Kg de peso vivo, enquanto Stork et al. (2003), relataram que um modelo de fixador externo confeccionado com um polímero rígido possui a capacidade de suportar até 65 Kg.

O metilmetacrilato é criado através da mistura do solvente monômero, um líquido volátil com o polímero em forma de pó de metilmetacrilato (GIOSO et al., 2001) criando inicialmente um estágio líquido não diferente de uma massa

composta por farinha e água. Este estágio líquido dura de 2 a 3 minutos sendo seguido por fase de massa firme e moldável (4 a 5 minutos) se transformando em massa rígida muito forte dentro de 7 a 10 minutos após a mistura inicial. Temperatura ambiente muito baixa poderá influenciar aumentando o tempo final de secagem, com pequenas variações. Durante a polimerização ocorre a liberação de calor por reação exotérmica nos últimos 2 a 3 minutos do ciclo de secagem (BRINKER et al., 1999).

As barras de conexão de resina podem ser moldadas, utilizando-se kits comerciais (pino acrílico de fixação externa – PAFE) ou moldadas artesanalmente. O sistema PAFE contém pinos de fixação rosqueados lisos e fortificados, acrílico pré-embalado e tubos acrílicos esterilizados para moldagem da coluna. A aplicação do kit também contém estrutura de alinhamento temporária reutilizável (HULSE & JOHNSON, 2002; ESTERMANN, 2005).

Outra alternativa na moldagem da barra de conexão acrílica é o uso de tubulação de circuitos anestésicos (HULSE & JOHNSON, 2002) com 1,8 cm de diâmetro, que foram preenchidos pela resina ainda na forma líquida (WELLS et al., 1997). Brinker et al. (1999) utilizaram em seu estudo tubos de paredes finas para confeccionar estas barras, com a mesma finalidade, e, em outro estudo, Falcão (2004) utilizou tubos corrugados de polipropileno cilíndricos utilizados na construção civil, medindo 2 cm de diâmetro interno.

Willer et al. (1991), prepararam a barra estabilizadora de resina utilizando a mistura de 2 partes do líquido para 3 partes do pó, enquanto que Brinker et al. (1999) recomendam a mistura de 3 partes de pó para 1 parte de líquido, promovendo uma mistura suave para prevenir a formação de bolhas na mistura final. Com a mesma finalidade Falcão (2004) preparou uma mistura utilizando 2 partes de pó de resina acrílica para 1 parte do monômero líquido.

Segundo Willer et al. (1991) e Brinker et al. (1999), a vantagem da barra acrílica em relação à metálica, é a possibilidade de curvar-se e moldar-se por entre os feixes de pinos de fixação, sendo principalmente aplicável em situações onde pode ser difícil colocar todos os pinos no mesmo plano.

Outras vantagens do sistema de fixação externa com barra acrílica são: utilizar pinos de qualquer diâmetro e em múltiplos planos (KUZMA & COCKSHUTT, 1988; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; HULSE & JOHNSON, 1997b; HARARI et al., 1998; MARRETTA, 1998; BRINKER et al., 1999), permitir

avaliação da estabilidade da fratura sem que haja desalinhamento do aparelho implantado e facilitar a avaliação radiográfica da redução e cicatrização da fratura, por ser radiotransparente (WEIGEL et al. 1981; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; ESTERMANN, 2005) e por ser um material leve, permitindo o rápido retorno das funções ósseas (LEWIS & BLOOMBERG, 1994; ESTERMANN, 2005).

As desvantagens da resina acrílica auto polimerizável incluem a dificuldade de manter a redução da fratura no período trans-operatório até que ocorra a polimerização, a necessidade de proteger os tecidos durante a reação exotérmica de polimerização e de seccionar a barra acrílica para restauração do alinhamento da fratura (WEIGEL et al., 1981; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; HARARI, 1998; BRINKER et al., 1999; GUEIROS & BORGES, 1999).

Comparando as barras de conexão feitas de resina acrílica com barras de aço inoxidável, Shahar (2000) chegou à conclusão que barras de resinas com 9,53 mm de diâmetro apresenta uma resistência similar à barra de aço inoxidável de 3,2 mm, sendo indicadas para estabilização de fraturas em cães e gatos de pequeno porte. Seguindo o mesmo raciocínio, para cães de médio e grande porte uma barra de resina de 15,9 mm corresponde à barra de aço de 4,8 mm; e para cães gigantes seria necessário uma barra de resina com 31,75 mm para corresponder a resistência da barra de aço inoxidável com 11,1 mm. Em outro estudo, Willer et al. (1991) afirmam que o diâmetro mínimo da coluna de resina deve ser de 19,1 mm para substituir a barra de aço inoxidável do fixador externo de K-E tamanho médio. Okrasinski (1991) testou resistência de fixadores externos concluindo que barras de acrílico com 2 cm de diâmetro se mostraram com resistência superior ao modelo de aço inoxidável.

Visando baratear o custo cirúrgico, Sestic et al. (1998) e Coutinho et al. (1999) utilizaram fixação externa com barras de madeira e parafusos corticais longos auto-atarraxantes no tratamento de fraturas de ossos longos em cães, e Botelho et al. (1999), Botelho et al. (2001) e Botelho et al. (2005b) em mandíbula de cães. Nestes estudos os autores puderam observar as seguintes vantagens: possibilidade de utilizar implantes de qualquer diâmetro e em múltiplos planos; avaliar a estabilidade da fratura sem comprometer a integridade do aparelho; facilitar a avaliação radiográfica da redução e da cicatrização da fratura, por ser um material radiotransparente; se tratar de um material leve e de excelente tolerância pelos cães; fornecer boa estabilidade e rigidez, permitindo o rápido

retorno à função do osso fraturado e de apresentar simplicidade na aplicação cirúrgica.

2.2. Classificação das configurações dos fixadores externos

Baseados na disposição geométrica da estrutura, Chao et al. (1989), determinaram seis tipos de configurações espaciais dos fixadores externos: unilateral, bilateral, triangular, semicircular, circular e quadrilátero.

Por muitos anos os diversos tipos de armações foram descritos e denominados de várias formas, mas uma uniformidade na nomenclatura se faz necessária, a fim de facilitar a comunicação e o entendimento. Os termos unilateral e bilateral referem-se a inserção dos pinos de fixação em uma ou duas superfícies cutâneas, respectivamente. O termo plano refere-se a formação de feixes de pinos de fixação (BRINKER et al., 1999).

Brinker et al. (1999) utilizam a terminologia a seguir para identificar os modelos ou configurações dos fixadores externos.

2.2.1. Configuração tipo Ia – unilateral uniplanar

Constituído de armação simples, utilizando-se implantes percutâneos tipo meio - pino e as barras de conexão e dispositivos de ligação são colocadas de um lado do membro. Podem ser ainda constituídos por barra simples ou dupla barra.

2.2.2. Configuração tipo Ib – biplanar

Esta armação é constituída pela combinação de duas armações do tipo Ia aplicadas em um ângulo de 60 a 90° entre as barras estabilizadoras.

2.2.3. Configuração tipo II – bilateral uniplanar

São utilizados pinos inteiros que atravessam as duas corticais ósseas e a superfície cutânea contralateral à inserção. Podem ser classificadas como IIa, quando utiliza-se somente pinos inteiros, ou IIb quando utiliza-se associação de pinos inteiros com ou meio pinos.

2.2.4. Configuração tipo III – bilateral biplanar

Configuração mais elaborada e conseqüentemente mais onerosa, sendo mais indicada em situações de extrema instabilidade ou quando é prevista uma permanência longa do conjunto de fixação.

2.2.5. Configuração tipo anelar

Os fixadores conhecidos como anelares são compostos por hastes longitudinais e estruturas anelares que podem ser completas (circulares) ou incompletas (semicirculares). Os segmentos ósseos são fixados por fios transfixantes de pequeno diâmetro sustentados pelos anéis sob tensão.

2.3. Princípios de utilização dos fixadores externos

A fixação esquelética externa é de fácil utilização, mas princípios básicos devem ser seguidos melhorando seus resultados e reduzindo os problemas no pós-operatório (EGGER, 1998a).

Rotbande & Ramos (2000), relatam que a indicação e a aplicação correta de um sistema de fixação externa dependem de três conceitos básicos: conhecimento anatômico da região, fisiopatologia da lesão e conhecimento biomecânico do aparelho de fixação externa. A habilidade do cirurgião e aspectos econômicos são fatores que também devem ser considerados.

Antes de qualquer pino ser inserido a fratura deve ser reduzida e mantida, de maneira a não promover tensão da pele pelos pinos. Os pinos devem ser aplicados através de pequenos orifícios na pele, evitando-se assim a implantação dos mesmos na linha de incisão, quando a redução for realizada pelo método aberto. Na inserção dos pinos deve-se evitar massas musculares e grandes áreas de tecido mole, reduzindo assim a claudicação no pós-operatório, formação de seroma e eliminação de secreção através do trajeto do pino (EGGER, 1998a).

Um mínimo de dois pinos deve ser inserido em cada fragmento fraturado (EGGER, 1998a), que são posicionados anatomicamente, e temporariamente mantidos nesta posição por pinças ósseas ou manualmente. A porção final

externa dos implantes é então conectada a barra metálica do aparelho de K-E ou coberta pelo metacrilato (TURNER & SHIRES, 1995; ESTERMANN, 2005) ou pela barra de madeira (SEVIC et al., 1998; BOTELHO et al., 1999; BOTELHO et al., 2001; BOTELHO, 2002).

Pinos lisos devem ser introduzidos em um ângulo divergente de 30 a 40° entre os pinos inseridos em cada fragmento para impedir a migração dos mesmos minimizar os riscos de afrouxamento prematuro da estrutura (GUEIROS & BORGES, 1999). Estes tipos de pinos devem ser inseridos obedecendo a um ângulo de 70° em relação ao eixo longitudinal do osso, conferindo maior resistência ao sistema. (ANDERSON et al., 1997; HULSE & JOHNSON, 2002; BRINKER et al., 1999).

Pinos rosqueados na porção inserida no osso são mais usados em aparelhos de fixação externa, por promoverem maior estabilidade na interface osso-pino, imediatamente após a cirurgia e por mantê-la por maior tempo (DAVIDSON & BAUER, 1992; ANDERSON et al., 1997; EGGER, 1998a; EGGER, 1998b; HARARI et al., 1998), pois oferecem maior aderência ao osso e aumentam a rigidez do fixador (GUEIROS & BORGES, 1999).

Utiliza-se um mínimo de dois e máximo de quatro pinos proximais e distais às extremidades fraturadas, segundo GORSE (1998), a colocação de três ou quatro pinos para cada segmento da fratura maximiza a rigidez da composição fixador-osso. Entretanto, o uso de mais de quatro pinos proporciona uma rigidez adicional mínima (LEWIS & BLOOMBERG, 1994) e poderá levar a sobrecarga, causando microfraturas e reabsorção óssea (EGGER, 1998b; BRINKER et al., 1999). O diâmetro do pino utilizado deve ser de no máximo 20% do diâmetro do osso, para aumentar a rigidez sem causar perda substancial da força cortical e para evitar a fratura iatrogênica (HARARI et al., 1998; HULSE & JOHNSON, 2002; EGGER, 1992; HULSE & JOHNSON, 2002).

Os pinos rosqueados, particularmente os de perfil positivo (GORSE, 1998), são mais indicados quando se espera um tempo maior de permanência do fixador (ANDERSON et al., 1997; HARARI et al., 1998).

Para preservar a interface osso-pino e diminuir a morbidade do paciente, alguns cuidados devem ser tomados tanto na seleção do pino como no método de inserção (ANDERSON et al., 1997; HULSE & JOHNSON, 2002). Alguns autores não recomendam a aplicação dos pinos de forma inteiramente manual por causa

da oscilação na perfuração do orifício no osso (GORSE, 1998; HARARI et al., 1998).

Na aplicação dos fixadores externos pode ocorrer traumatismo térmico nas estruturas do trajeto dos pinos, devido ao método de inserção empregado. Esta termonecrose pode levar a osteólise ao redor do pino e à perda prematura do implante, o que fez com que Lewis & Bloomberg (1994), Anderson et al. (1997), Egger (1998a), Harari et al. (1998), Gueiros & Borges (1999), Botelho et al. (2001) e Botelho (2002), Botelho et al. (2005a), Botelho et al. (2005b), Botelho et al. (2005c) e Estermann (2005) utilizassem perfuratriz de baixa rotação para evitá-la.

Egger (1998b), Gueiros & Borges (1999) e Estermann (2005) citaram que a barra de conexão do fixador externo deve ser aplicada a determinada distância da pele, de acordo com o porte do animal e a localização do aparelho, permitindo espaço para a formação de calo ósseo e edema. Kern et al. (1995), Olmstead et al. (1995), Hulse & Johnson (1997a), Egger (1998a), Botelho et al., (2001) e Botelho (2002) ao fixarem fraturas mandibulares, utilizaram distância de 1,5 a 4,0 cm.

Dentre as principais complicações da utilização do aparelho de fixação externa está o afrouxamento dos pinos no tecido ósseo com perda prematura do sistema, a drenagem no trajeto do implante, a osteomielite ou a não consolidação da fratura (HARARI, 1992; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; OLMSTEAD et al., 1995; HULSE & JOHNSON, 1997b; EGGER, 1998a; HARARI et al., 1998; GUEIROS & BORGES, 1999; ESTERMANN, 2005). Segundo Botelho (2002), observou-se que 82% dos cães apresentaram drenagem ao redor do implante, que terminou logo após a retirada do aparelho, em 64% dos animais, não interferindo no processo de cicatrização óssea.

O padrão da consolidação de fraturas tratadas com fixador esquelético externo varia de união direta a grande formação de calo por união indireta, sendo dependente do tipo de fratura e rigidez do fixador (JOHNSON, 1989; JOHNSON, 1998).

Aprimorando-se e adaptando-se técnicas e tipos de materiais utilizados na confecção de aparelhos de fixação externa para uso veterinário, é possível baixar o custo cirúrgico ortopédico ao empregarem-se materiais alternativos que viabilizem a prática ortopédica em clínica de pequenos animais, substituindo o fixador externo de K-E por fixadores de barras acrílicas (WEIGEL et al., 1981;

NUNAMAKER, 1985; WEIGEL, 1985; KUZMA & COCKSHUTT, 1988; SULLIVAN, 1990; TAYLOR, 1990; WILLER et al., 1991; DAVIDSON & BAUER, 1992; RUDY & BODRIEU, 1992; DAVIDSON, 1993; HARVEY & EMILY, 1993; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; OLMSTEAD et al., 1995; EGGER, 1998a; HARARI et al., 1998; BRINKER et al., 1999; GUEIROS & BORGES, 1999; HULSE & JOHNSON, 2002; ESTERMANN, 2005), ou de madeira (SEIC et al. 1998; COUTINHO et al. 1999; BOTELHO, 2002; BOTELHO et al., 2005b).

Entre as vantagens citadas com relação ao uso de fixadores, uma das mais significativas em relação ao de resina acrílica - pino refere-se à liberdade tanto no local de inserção do pino como na possibilidade do uso de pinos de diferentes diâmetros (OKRASINSKI, 1991; WATERS et al., 1993; LEWIS & BLOOMBERG, 1994; HARARI et al., 1998). Isso é particularmente importante quando a extremidade distal do foco de fratura é muito curta e faz-se necessária a aplicação de pinos em ossos adjacentes para se obter estabilidade na montagem.

2.4. Estudo das avaliações biomecânicas

Os ossos longos estão sujeitos a forças fisiológicas e não fisiológicas. Forças não fisiológicas ocorrem em situações como atropelamentos, traumas, acidentes por projéteis de arma de fogo ou quedas; este tipo de força pode facilmente exceder a resistência limite do osso, originando uma fratura. As forças fisiológicas são geradas pela sustentação do peso corporal, pela contração muscular e pela atividade física associada, sendo transmitida ao osso através das superfícies articulares juntamente com a atividade muscular. As forças fisiológicas são uniaxiais (deformação ou compressão) podendo originar momentos de torção e flexão, geralmente este tipo de força não excede a resistência limite do osso, não sendo responsáveis por fraturas, exceto em situações patológicas (HULSE & HYMAN, 1998).

A força fisiológica da sustentação do peso ocorre quando os pés entram em contato com o solo, ao mesmo instante, o solo responde com reação igual em sentido oposto, caracterizando a força de reação do solo. A intensidade da força de reação do solo varia proporcionalmente com a aceleração do corpo e distribuição do peso corporal no momento do impacto (força = massa x aceleração). O efeito da força também é influenciado pelo tempo em que o

membro se mantém em contato com o solo, logo a aplicação da carga de impulso (rápida), terá efeito diferente em comparação com a mesma força aplicada lentamente. Em cães, durante a marcha ou ambulacão lenta, a força de reação do solo foi medida em aproximadamente 30% do peso corporal para cada membro torácico e 20% para cada membro pélvico; com o aumento da aceleração e da aplicação da carga de impulso, durante trotes, galopes ou saltos, esta força pode aumentar em até 5 vezes ou mais (HULSE & HYMAN, 1998).

Em outro estudo, Rumph et al. (1994) utilizaram 43 cães em uma plataforma de força com a finalidade de mensurar a força de reação do solo através do percentual do peso corporal e obtiveram os resultados de 107% do peso corpóreo para os membros torácicos e 65% para os membros pélvicos.

As montagens dos fixadores unilaterais e uniplanares são mecanicamente menos estáveis que as montagens bilaterais ou biplanares, mas seu uso continua sendo freqüente devido à versatilidade, rapidez de instalação e menor custo, além da pequena variedade de elementos necessários no momento de sua instalação (MERCADANTE et al., 2005).

Segundo Mercadante et al. (2005) a estabilidade do fixador externo linear tem relação com o tipo de montagem realizada. A máxima estabilidade do conjunto é obtida com o maior afastamento dos pinos de inserção entre si no mesmo fragmento e a colocação de duas barras estabilizadoras. Isto só é verdade, especialmente quando a avaliação biomecânica da resistência da montagem, será submetida a forças de compressão axial.

McPherron et al. (1992) e Hulse & Hyman (1998) consideram a força de compressão axial como a força fisiológica mais importante e atuante na desestabilização do foco de fratura, gerando momentos de flexão e torção.

Brinker et al. (1985), Wells et al. (1997), Kraus et al. (1998), Stork et al. (2003) e Falcão (2004) analisaram as forças de compressão axial em seus estudos. Dewey et al. (1994) submeteram seus protótipos às forças de compressão axial, flexão antero-posterior e flexão lateral, enquanto que além destas forças Willer et al. (1991), Bouvy et al. (1993) e Shahar (2000) avaliaram a força de torção em seus modelos experimentais. Em outros estudos, Mercadante et al. (2003) e Mercadante et al. (2005) avaliaram somente a força de torção nas montagens de fixadores externos monolaterais.

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

O estudo das propriedades mecânicas baseia-se na resposta dos materiais quando a estes são aplicadas forças externas, provocando alterações reversíveis ou irreversíveis, e resistirem ou não a fraturas (MANO, 1991).

De acordo com Cook (2000), a intensidade e a direção da força influenciam no resultado final da análise do material. A interpretação destas forças podem ser avaliadas através da análise da curva de carga x deslocamento (Figura 1).

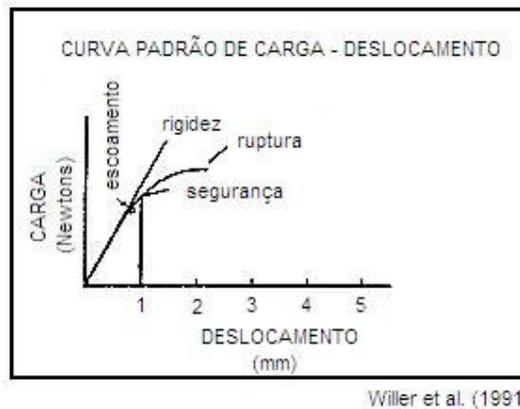


Figura 1 – Curva padrão de carga x deslocamento com os parâmetros de ponto de escoamento, rigidez, carga de segurança máxima e carga de ruptura.

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

Willer et al. (1991), em seus estudos analisando as curvas de carga-deslocamento, consideram importantes a avaliação do cálculo da carga na ruptura, rigidez, ponto de escoamento e carga máxima de segurança, por apresentarem relevância clínica.

Segundo Wells et al. (1997), Cook, (2000) e Falcão (2004) a fase inicial de uma curva de carga x deslocamento é a região elástica onde nenhuma deformação permanente acontece no material examinado. A rigidez é calculada mensurando-se a inclinação da curva nesta fase, dividindo a carga pelo deslocamento. Este tipo de deformação é chamada elástica. A rigidez é a análise da região elástica da curva, é indicada pela intensidade de carga que um material possa sustentar com deformação mínima (carga x deslocamento).

Rotbade (1996) e Ramos et al. (1999) em seus estudos biomecânicos adotaram Kgf/mm (quilograma-força/milímetro) como unidade de medida para expressar a rigidez. MacPherron et al. (1992) e Metelman et al. (1996) preferiram adotar unidade de Nm/graus (Newton-metro/graus); enquanto que Brinker et al. (1985), McPherron et al. (1992), Wells et al. (1997), Stork et al. (2003), Falcão (2004) e Mercadante et al. (2005) utilizaram N/mm (Newton/milímetro) para interpretação de seus estudos.

Analisando-se a curva de carga x deslocamento, ao aumentar a intensidade das cargas aplicadas durante o teste, a fase elástica é ultrapassada iniciando a fase não elástica ou plástica, provocando deformações permanentes no conjunto de fixação externa, (WILLER et al., 1991 e COOK, 2000). O ponto de escoamento é determinado pela carga necessária para criar deformação permanente ou plástica (METELMAN et al., 1996 e COOK, 2000).

Com a finalidade de determinar o ponto de escoamento, Falcão (2004) utilizou a mesma metodologia proposta por Willer et al. (1991), onde traçando-se uma linha reta sobre a linha de crescimento linear (fase elástica) determina-se o primeiro ponto onde as duas linhas deixam de estar sobrepostas.

Willer et al. (1991); McPherron et al. (1992); Dewey et al. (1994); Cook (2000) e Falcão (2004) utilizaram a unidade N (Newton) para expressar o ponto de escoamento. De acordo com Willer et al. (1991), no ponto de escoamento começam a acontecer movimentações no foco de fratura, prejudicando assim o processo de cicatrização óssea.

Quando um deslocamento de 1 mm é atingido durante o teste de compressão axial, determina-se o ponto de carga máxima de segurança, pois a partir deste ponto a movimentação no foco de fratura é prejudicial ao processo de cicatrização óssea (WILLER et al., 1991; McPHERRON et al., 1992 e METELMAN

et al., 1996). Para estabelecer este ponto os mesmos autores utilizaram a unidade de medida expressa em N (Newton).

O ponto final de interpretação da curva de carga x deslocamento é caracterizado pela fratura ou fracasso (ponto de ruptura) do conjunto de fixação externa, para isto é necessário que seja aplicada uma carga para ultrapassar a fase plástica (COOK, 2000).

Falcão (2004) finalizou suas análises biomecânicas de compressão axial quando os tubos de PVC, que representavam os segmentos ósseos, se tocavam, não atingindo assim o ponto de ruptura. Segundo o autor esta interpretação não foi relevante, pois antes deste ponto, já teria ocorrido a falência do conjunto de fixação e, conseqüentemente, uma intensa movimentação no foco de fratura.

2.5. Estudo de protótipos e testes biomecânicos

Vários estudos foram realizados para avaliação da resistência biomecânica de fixadores externos. Entre os fatores que afetam a resistência dos dispositivos de fixação estão: geometria da armação externa (fixador tipo I, II ou III), número de pinos por fragmento da fratura, tipo de pino (liso ou rosqueado), número de barras estabilizadoras, distância entre as braçadeiras de conexão, distância da barra de conexão ao segmento fraturado, tipo de material utilizado na barra estabilizadora, material dos implantes e a técnica de fixação dos pinos. Alguns recursos podem ser utilizados com a finalidade de aumentar a estabilidade do conjunto de fixação, como por exemplo, aumentar o número de pinos por fragmento fraturado, aumentar o diâmetro dos pinos utilizar pinos de titânio ao invés de aço inoxidável e reduzir a distância da barra estabilizadora ao osso (COOK, 2000).

Segundo Egger (1992) e Hulse & Johnson (2002), o diâmetro dos pinos de fixação deve corresponder a 20% do diâmetro do osso, e que os pinos rosqueados apresentam uma maior aderência ao osso, mas podem sofrer fraturas na junção da parte rosqueada com a parte lisa.

O número de pinos aplicados a cada fragmento da fratura contribuirá com o aumento da rigidez do conjunto de fixação, no entanto mais de 4 pinos por fragmento ósseo pode levar a sobrecarga e originar microfraturas dificultando o processo de cicatrização óssea (EGGER, 1998b e BRINKER et al., 1999).

Segundo Cook (2000), deveriam ser implantados 4 pinos em cada fragmento fraturado quando se utiliza um fixador externo tipo I, e 2 a 4 pinos para fixadores tipo II e III.

Egger (1983), Willer et al. (1991), Dewey et al. (1994), Norris et al. (2002) e Stork et al. (2003) utilizaram em seus experimentos bastões de madeira variando de 1,8 a 2,54 cm de diâmetro e com 8,4 a 15,24 cm de comprimento, simulando assim, segmentos ósseos para a confecção dos modelos experimentais de fixadores externos submetidos a testes biomecânicos. Estes mesmos autores em seus estudos simularam uma fratura instável entre os corpos de prova utilizando um afastamento de 25 a 50 mm entre os bastões de madeira.

Bouvy et al. (1993) realizaram testes biomecânicos em diversos modelos de fixadores externos de K-E tipo II, utilizando de 2 a 4 pinos por fragmento tibial de cães de grande porte (28 a 32 Kg) coletadas até 12 horas após a morte e conservadas sob congelamento até o dia do teste. No estudo destes autores avaliou-se compressão axial, torção, flexão antero-posterior e flexão médio lateral utilizando o modelo MTS Bionics tests machine. Concluíram que talas bilaterais são significativamente mais resistentes que as unilaterais e que a redução da distância da barra de conexão aumenta a resistência na compressão axial. Para simular uma fratura instável estes autores utilizaram 0,5 cm entre os fragmentos ósseos fraturados.

Brinker et al. (1985), utilizaram tíbias caninas com aproximadamente 19 cm de comprimento, coletadas de animais com idades entre 1 e 3 anos e mantidas sobre refrigeração por até 2 meses. Segundo estes autores as tíbias simulam com maior realidade o uso clínico dos fixadores quando comparadas com bastões de madeira, pois estes últimos, além de apresentarem resistência diferente do osso, não apresentam canal medular.

Ramos et al. (1999) avaliaram o comportamento mecânico de oito sistemas de fixação externa que foram submetidos a testes de compressão axial central e excêntrica, flexão e cisalhamento. Foram utilizados como corpos de prova dois tubos de polietileno com 250 mm de comprimento por 30 mm de diâmetro, apresentando um orifício central longitudinal de 10 mm, na tentativa de simular um segmento diafisário de um osso longo com seu canal medular. Os tubos foram estabilizados mantendo um afastamento de 30 mm entre uma fratura instável, transversa, com perda óssea do terço médio da tíbia. As hastes longitudinais

foram instaladas a 100 mm do corpo de prova e os pinos proximais ao foco de fratura foram inseridos a 20 mm do mesmo, enquanto que os pinos distais foram inseridos a 170 mm de distância dos anteriores e a 60 mm da extremidade dos corpos de prova.

Mercadante et al. (2003) avaliaram 4 montagens de fixador externo monolateral submetendo-os à testes de torção, desvio axial e lateral. Os corpos de prova cilíndricos de polipropileno apresentavam 50 cm de comprimento com um corte central oblíquo de 3 cm entre os fragmentos. Foram implantados 2 pinos de Schanz de 0,6 cm, o primeiro a 3 cm do corte e o segundo a 10 cm deste. Os corpos foram divididos em 4 grupos de acordo com o número e tipo de barra estabilizadora (uma e duas barras lisas e uma e duas barras recartilhadas (frisadas)). O grupo estabilizado com duas barras recartilhadas apresentou maior resistência à torção. Em outro estudo Mercadante et al. (2005), avaliaram a resistência mecânica de 3 diferentes pinos de Schanz submetidos a forças de torção em montagens de fixador externo monolateral, concluindo que pinos com 4,5 mm de diâmetro no segmento rosqueado apresentaram resistência mecânica à torção estatisticamente superior aos pinos com diâmetro de 3,2 mm.

Metelman et al. (1996) utilizaram em seus estudos dois tubos de policloreto de vinila (PVC) com 12,7 mm de diâmetro interno, 19,5 mm de diâmetro externo (6,8 mm de espessura de parede) e 203 mm de comprimento para simular uma estrutura óssea na confecção dos protótipos.

Falcão (2004) em seu experimento, utilizou corpos de prova formados por policloreto de vinila com 10 cm de comprimento, 1,27 cm de diâmetro interno e 1,95 cm de diâmetro externo, sendo estabilizados por 2 tipos de fixadores externos. O modelo I foi elaborado com pinos intramedulares totalmente rosqueados de aço inoxidável 316 L com 3,5 mm de diâmetro e 15 cm de comprimento, unidos por uma barra estabilizadora formada por duas hastes de madeira, enquanto que o modelo II apresentava o mesmo tipo de pinos, estabilizados por barras confeccionadas com resina acrílica autopolimerizável de poli (metacrilato de metila) ambos formando uma configuração tipo II e mantendo entre os tubos uma distância de 5 cm simulando uma fratura instável. Na montagem destes protótipos foram utilizados 4 pinos intramedulares, sendo 2 pinos inseridos para cada tubo de PVC em um ângulo de 90°. Os pinos de inserção estavam dispostos 4 cm entre si e os proximais a 2 cm do foco de fratura

e a barra estabilizadora estava disposta a 4,5 cm de distância dos corpos de prova. Estes modelos foram submetidos a testes de compressão axial no aparelho Instron modelo 4204.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Modelo Experimental

Com a finalidade de realizar avaliações biomecânicas, o mais próximo possível da situação clínica, optou-se pelo modelo experimental semelhante ao utilizado por Metelman et al. (1996) e por Falcão (2004) onde tubos de policloreto de vinila, comercialmente conhecido como PVC¹ representam um osso fraturado. Este tipo de tubo se assemelha a um osso longo por apresentar um espaço interno que representa a área medular, enquanto que as paredes externas representam as corticais ósseas. Cada modelo experimental foi confeccionado com dois tubos de PVC apresentando 10 cm de comprimento, 1,27 cm de diâmetro interno e 1,95 cm de diâmetro externo. Cada tubo de PVC representando, assim, o segmento distal e proximal de um osso fraturado, que foram estabilizados por fixadores externos tipo Ia, permanecendo um espaço de 5 cm entre os mesmos, simulando-se o foco de uma fratura instável.

Para todos os modelos experimentais foram utilizados parafusos de aço inoxidável 304² totalmente rosqueados e com rosca auto-atarraxante, apresentando o mesmo diâmetro (4,8 mm) e o mesmo comprimento (9 cm). Para cada modelo de fixador externo foram criados 5 protótipos que foram submetidos a testes mecânicos para avaliação da força de compressão axial. O aparelho para avaliação dos protótipos foi o Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN (Kilograma-Newton) e a velocidade da compressão axial foi de 2 cm/minuto, seguindo as normas ASTM D695 (1992).

O término do teste aconteceu com a quebra do corpo de prova ou com o contato entre os tubos de PVC utilizados para representar os segmentos ósseos. Foram calculadas as cargas de rigidez, ponto de escoamento e carga de segurança máxima, de acordo com a metodologia empregada por Willer et al. (1991) e por Falcão (2004). A avaliação mecânica foi realizada no Laboratório do Instituto de Macromoléculas Eloísa Mano na Universidade Federal do Rio de Janeiro.

¹ Tubos de PVC - Tigre.

² Parafusos de aço inoxidável 304 de 4,8 mm x 9,0 cm – Olibrinox.

Os modelos criados para avaliações biomecânicas se diferenciaram pelo tipo de barra estabilizadora. No **GRUPO A** foram confeccionados com 2 hastes paralelas de madeira (*Pinnus ellioti*) medindo 1,5 cm de largura, 0,5 cm de espessura e 25 cm de comprimento. Em cada placa de madeira foram criados orifícios com o auxílio de broca³ para madeira com 4,8 mm de diâmetro e perfuratriz elétrica⁴. As duas placas de madeira foram posicionadas uma de cada lado dos parafusos implantados nas paredes do PVC e fixadas entre si por parafusos⁵, arruelas⁶ e porcas⁷ do mesmo material que os parafusos utilizados como implantes, porém de conformação diferente. O aperto final das estruturas foi realizado com auxílio de parafusadeira elétrica, padronizando assim a intensidade do aperto, e sempre pelo mesmo operador.

GRUPO A MODELO I - Na montagem do fixador externo foram utilizados 4 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 2 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90°. Para criar os orifícios para inserção dos parafusos foram realizados, inicialmente, orifícios lineares em ambas as paredes do tubo com uma broca metálica⁸ de 4,5 mm e perfuratriz elétrica de baixa rotação. Com auxílio de uma chave de fenda os parafusos foram inseridos nos tubos de PVC, até o ponto em que as duas paredes laterais do tubo fossem ultrapassadas, não permitindo que a extremidade do parafuso se projetasse em demasia para o lado externo do tubo.

Os parafusos proximais à simulação da linha de fratura foram inseridos a uma distância de 2 cm da mesma, enquanto que os parafusos distais foram implantados a 4 cm dos anteriores. A distância entre a barra estabilizadora e o tubo de PVC foi estabelecida em 4,5 cm, medida também utilizada por Falcão (2004).

Em cada haste de madeira foram criados 6 orifícios a uma distância de 3, 6 e 9 cm a partir de cada extremidade (figura 2).

³ Broca para madeira 4,8 mm - Dormer.

⁴ Perfuratriz Black & Decker KC 9099 7,2v.

⁵ Parafuso de aço inoxidável 304 de 4,8 mm x 2,2 cm – Olibrinnox.

⁶ Arruela lisa de aço inoxidável 304 de 4,8 mm - Olibrinnox.

⁷ Porca sextavada de aço inoxidável 304 de 4,8 mm – Olibrinnox.

⁸ Broca metálica Dormer 4,5 mm.

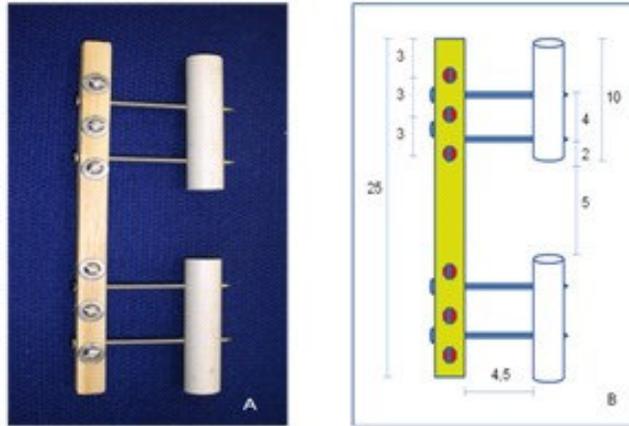


Figura 2- Fixador externo grupo A modelo I com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial. B) Figura do modelo de montagem do protótipo utilizado no teste de compressão axial, valores expressos em cm.

GRUPO A MODELO II - Na montagem do fixador externo foram utilizados 6 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 3 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90° , a uma distância de 2, 5 e 8 cm da linha de fratura.

Em cada haste de madeira foram criados 8 orifícios a uma distância de 1; 3; 6 e 9 cm, a partir de cada extremidade (Figura 3).

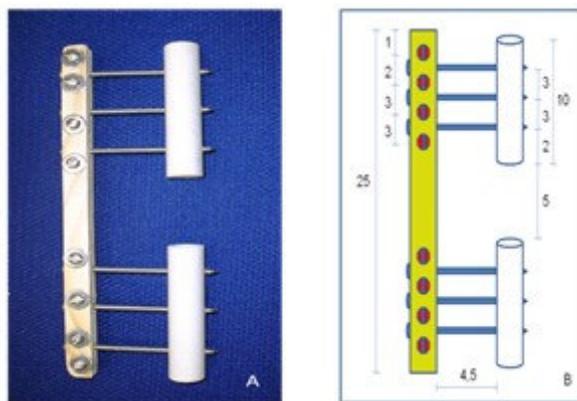


Figura 3 - Fixador externo grupo A modelo II com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) modelo de montagem do protótipo, valores expressos em cm.

GRUPO A MODELO III - Na montagem do fixador externo foram utilizados 8 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 4 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90°, a cada 2 cm, a partir da linha de fratura.

Em cada haste de madeira foram criados 10 orifícios a uma distância de 1, 3, 5, 7 e 9 cm, a partir de cada extremidade (Figura 4).

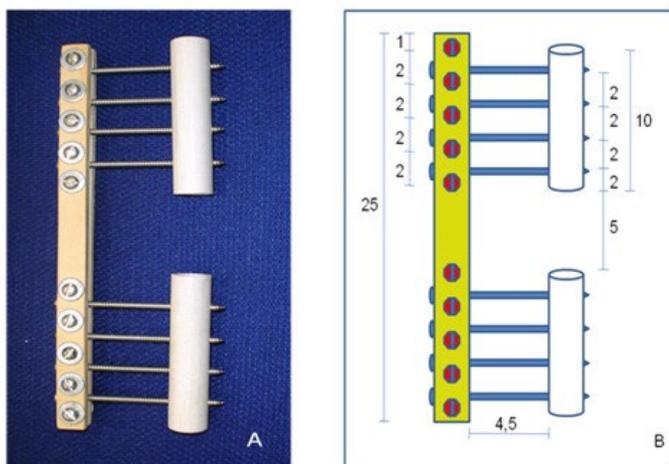


Figura 4 - Fixador externo grupo A modelo III com barra estabilizadora confeccionada em madeira. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) Figura do modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm.

GRUPO B - A barra estabilizadora foi confeccionada a partir de resina acrílica autopolimerizável⁹ (metacrilato de metila). A mistura da parte líquida, um solvente monômero com a parte sólida, um polímero em forma de pó, foi realizada na proporção de 1:2, respectivamente. Esta mesma proporção foi utilizada por Falcão (2004) em seu estudo. Para padronizar a confecção da barra estabilizadora foi utilizado tubo corrugado de polipropileno cilíndrico¹⁰ com 25 cm de comprimento e diâmetro interno de 2 cm, que foi submetido a perfurações, utilizando-se brocas com mesmo diâmetro dos parafusos, e incisões para o encaixe da cabeça dos parafusos no interior do tubo corrugado. Os tubos foram ocluídos em uma das extremidades com a utilização de tampão¹¹ de PVC rígido, utilizado para vedar encanamentos hidráulicos. Foi aplicada ao redor dos

⁹ Resina auto polimerizavel – JET

¹⁰ Conduite – Tigre.

¹¹ Tampão – Tigre.

parafusos, no seu ponto de inserção com o tubo corrugado, fita adesiva¹², prevenindo assim que a mistura de resina ainda na forma líquida extravasasse. Com a finalidade de manter a estabilização do protótipo durante a fase de catalisação da resina de metacrilato de metila foram utilizadas, temporariamente, duas hastes paralelas de madeira (*Pinnus ellioti*) apresentando 1,5 cm de largura, 0,5 cm de espessura e 25 cm de comprimento, que eram posicionadas uma de cada lado dos parafusos (implantes) e fixadas entre si por parafusos, arruelas e porcas do mesmo material que os parafusos utilizados como implantes. Após a reação exotérmica de catalisação estas hastes de madeira foram removidas, assim como as fitas adesivas aplicadas preventivamente para evitar o vazamento da resina ainda na forma líquida.

GRUPO B MODELO I - Na montagem do fixador externo foram utilizados 4 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 2 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90°. Para criar os orifícios dos parafusos foram realizados, inicialmente, orifícios lineares em ambas as paredes do tubo com uma broca metálica de 4,5 mm, utilizando uma perfuratriz elétrica de baixa rotação. Com auxílio de uma chave de fenda os parafusos foram inseridos nos tubos de PVC, até o ponto que as duas paredes laterais do tubo eram ultrapassadas, não permitindo que a extremidade do parafuso se projetasse em demasia para o lado externo do tubo.

Os parafusos proximais à linha de fratura foram inseridos a uma distância de 2 cm da mesma, enquanto que os parafusos distais implantados a 4 cm dos anteriores. A distância entre a barra estabilizadora e o tubo de PVC foi estabelecida em 4,5 cm (Figura 5), medida também utilizada por Falcão (2004).

¹² Fita crepe – 3M.

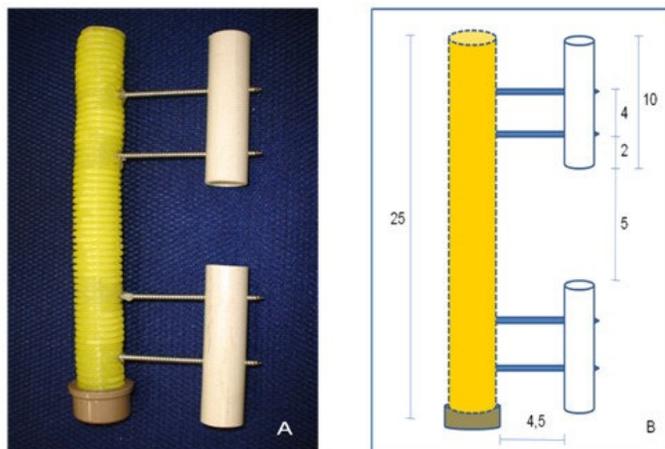


Figura 5- Fixador externo grupo B modelo I com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) Figura do modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm.

GRUPO B MODELO II - Na montagem do fixador externo foram utilizados 6 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 3 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90° , a uma distância de 2, 5 e 8 cm da linha de fratura (Figura 6).

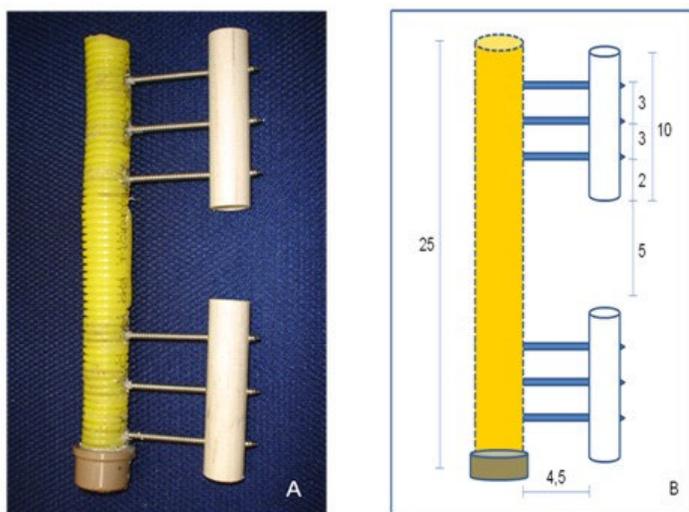


Figura 6 - Fixador externo grupo B modelo II com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) Figura do modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm.

GRUPO B MODELO III - Na montagem do fixador externo foram utilizados 8 parafusos de aço inoxidável 304, sendo 4 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC em um ângulo de 90°, a cada 2 cm, a partir da linha de fratura (Figura 7).

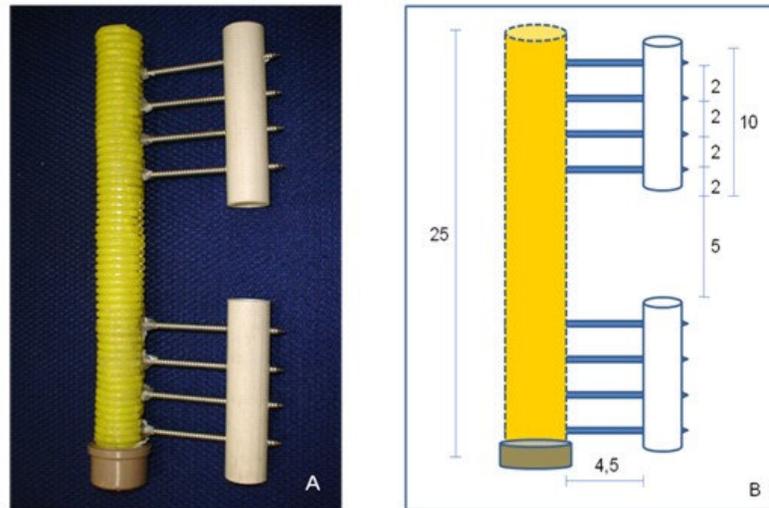


Figura 7 - Fixador externo grupo B modelo III com barra estabilizadora confeccionada em resina. A) Foto do protótipo utilizado no teste de compressão axial, B) Figura do modelo de montagem do protótipo valores expressos em cm.

3.2 Avaliação mecânica

Para cada modelo dos grupos A e B foram criados 5 protótipos de unidades experimentais, que foram submetidas a testes mecânicos para produção de força de compressão axial 30 dias após a sua confecção. O aparelho Instron modelo 4204 (Figura 8), com célula de carga de 5 KN, foi utilizado para promover o teste de compressão dos corpos de prova numa velocidade de 2 cm/minuto, conforme as normas ASTM D695(1992).



Figura 8 – Máquina de teste mecânico utilizada nas análises de compressão axial, modelo Instron modelo 4204.

Com a finalidade de evitar que as barras de conexão tocassem a base do aparelho Instron, interferindo no resultado do teste, foi utilizada uma base de aço inoxidável 316 L (Figuras 9 e 10) com 5 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura, com encaixe apropriado para a máquina de teste, assim como no trabalho de Falcão (2004).



Figuras 9 e 10 – Adaptador e base de aço inoxidável 316 L.

As análises terminavam com a quebra do corpo de prova ou quando acontecia o contato entre os tubos de PVC que representavam os segmentos ósseos fraturados. Foram calculadas as cargas de rigidez, ponto de escoamento e carga de segurança máxima. A rigidez foi calculada mensurando-se a inclinação da curva na fase elástica, dividindo-se a carga pelo seu respectivo deslocamento. O ponto de escoamento foi calculado traçando-se uma linha reta (tangente) sobre a linha de crescimento linear (fase elástica), sendo determinado pelo primeiro ponto onde as duas linhas deixavam de ficar sobrepostas, de acordo com a

metodologia empregada por Willer et al. (1991). A carga máxima de segurança foi calculada como carga em N capaz de promover o deslocamento de 1 mm no foco de fratura (WILLER et al., 1991; McPHERRON et al., 1992; METELMAN et al., 1996; FALCÃO 2004).

As avaliações mecânicas foram realizadas no mesmo dia, em ambiente controlado com 50% de umidade relativa do ar e a uma temperatura de 22°C no Laboratório do Instituto de Macromoléculas Eloísa Mano na Universidade Federal do Rio de Janeiro.

3.3 Avaliação estatística

Os valores de rigidez, ponto de escoamento e carga máxima de segurança dos modelos experimentais foram comparados através do teste estatístico Mann-Whitney (GOMES, 1970), não pareado e não paramétrico, considerando-se o valor de $p < 0,05$ como significativo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com a finalidade de simular uma situação o mais próximo da realidade clínica, preconizou-se a utilização do tubo de PVC na confecção dos protótipos dos modelos experimentais, mimetizando, assim, os segmentos ósseos fraturados conforme o modelo de Matelman et al. (1996) e Falcão (2004). Os tubos de PVC, além de fácil aquisição e baixo custo, apresentaram boa resistência, permitindo as análises mecânicas dos fixadores externos, conferindo uma boa inserção dos parafusos e sem apresentar deformações ou fraturas durante o teste. Brinker et al. (1985), McPherron et al. (1992) e Bouvy et al. (1993) utilizaram osso de cadáver na confecção dos protótipos, enquanto Egger (1983), Willer et al. (1991) e Dewey et al. (1994) preconizaram a utilização de tarugos de madeira dura na elaboração de seus modelos experimentais. Gohj et al. (1997) relatam a dificuldade de padronização do material utilizado quando a opção for osso de cadáver e afirmam ainda que as propriedades mecânicas da madeira variam com a temperatura e umidade do ambiente, diante destes relatos optou-se pelo tubo de PVC, conseguindo-se padronizar os modelos utilizados nos testes deste estudo.

Para todos os modelos experimentais foram utilizados parafusos de aço inoxidável 304 totalmente rosqueados e com rosca auto-atarraxante, apresentando 4,8 mm de diâmetro e 9 cm de comprimento. Este tipo de implante já havia sido utilizado por Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (1999), Botelho et al. (2001), Botelho et al. (2005b) e Botelho et al. (2005c), com diferentes medidas, em substituição aos pinos ortopédicos de aço inoxidável 316 L para correção de fraturas em cães, devido ao baixo custo deste material quando comparado com os implantes usualmente utilizados.

Apesar de Fossum (2002) relatar que pinos rosqueados apresentam fragilidade quando comparados com pinos lisos, neste experimento não houve quebra de nenhum implante, que resistiram até a fase final do teste de compressão axial. A escolha de parafusos totalmente rosqueados para a confecção dos modelos de fixador, baseou-se na necessidade deste tipo de implante para a confecção dos modelos nos quais se utilizou hastes de madeira como barra estabilizadora e pelo seu custo. Com objetivo de padronizar o

experimento optou-se por estes mesmos implantes na criação dos modelos onde a resina de metacrilato foi utilizada para a confecção da barra estabilizadora.

As barras de estabilização localizavam-se a 4,5 cm de distância dos tubos de PVC que representavam os seguimentos ósseos fraturados, distância similar foi utilizada por Dewey et al. (1997) e Falcão (2004). Esta distância julgamos suficiente para simular estabilização de fraturas em várias localizações onde teremos maior ou menor quantidade de tecidos moles. Martinez et al. (1997), Egger (1998) e Brinker et al. (1999) recomendam que a distância mínima da pele à barra de estabilização deve ser entre 10 e 13 mm, para que possíveis edemas de tecidos moles aconteçam sem comprometimento do manejo da ferida cirúrgica. No caso de utilização de resina de metacrilato de metila esta distância previne ainda que ocorram possíveis queimaduras no tecido mole durante a reação exotérmica de catalisação.

De acordo com Egger (1998) e Brinker (1999), que recomendam a utilização de, no mínimo, 2 pinos por fragmento fraturado na confecção de fixadores externos, utilizamos 2, 3 e 4 parafusos na elaboração dos protótipos, inseridos a um ângulo de 90° com o tubo de PVC configurando um fixador externo unilateral uniplanar modelo Ia.

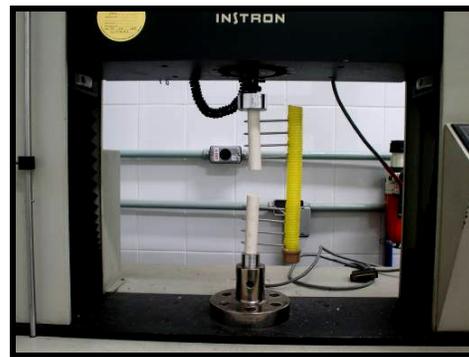
Assim como Egger (1983), Dewey et al. (1994) e Falcão (2004) estabeleceu-se 5cm de distância entre os tubos de PVC que representavam os segmentos ósseos fraturados, com este afastamento conseguiu-se simular uma fratura instável e permitiu-se que o teste fosse realizado sem que o encontro dos segmentos interferisse no resultado das análises.

Na elaboração das barras de resina de metacrilato utilizou-se a proporção de 2 partes do polímero (pó), para 1 parte do monômero (líquido), com esta proporção conseguiu-se preparar uma mistura homogênea e não houve dificuldade para preencher os tubos corrugados de polipropileno para formar a barra estabilizadora. A mesma proporção foi utilizada por Falcão (2004), que também relatou não encontrar dificuldade na elaboração da barra de acrílico.

A homogeneização da mistura foi realizada lentamente com o auxílio de um abaixador de língua de madeira, evitando assim a formação de bolhas de ar que comprometeria a resistência da barra estabilizadora. Em seu experimento, Brinker et al. (1999) ressaltaram a importância de se evitar a formação de bolhas de ar na fase de mistura da resina. Stork et al. (2003) realizaram radiografias com a

finalidade de avaliar a presença de bolhas e descartavam barras que apresentassem bolhas superiores a 2 mm. Falcão (2004) relatou que ao realizar o teste de compressão axial de fixadores externos de configuração tipo II, confeccionados com resina acrílica, houve a quebra das barras estabilizadoras no ponto de inserção dos pinos rosqueados em um protótipo antes que o teste terminasse, e atribuiu tal fato a possível presença de bolha de ar nesta região.

Assim como no trabalho de Falcão (2004), o teste de compressão axial foi realizado no aparelho servo-hidráulico Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN à velocidade de 2 cm/mim (Figuras 11 e 12), a mesma velocidade de teste foi utilizada por Dewey et al. (1994) e Egger (1983).



Figuras 11 e 12 – modelos III dos grupos A e B, respectivamente, durante o teste de compressão axial realizada no aparelho servo-hidráulico Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN à velocidade de 2 cm/mim.

Nos protótipos do **GRUPO A MODELO I** (2 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC e barra estabilizadora de madeira), somente uma unidade não resistiu até que os tubos de PVC se tocassem quebrando no ponto onde haviam parafusos, porcas e arruelas que comprimiam as duas hastes de madeira (Figura 13). Os outros 4 protótipos deste modelo resistiram até o ponto onde os tubos de PVC se tocaram, encerrando assim o teste. Todas as unidades deste grupo e modelo apresentaram angulação no ponto de interface parafuso tubo de PVC, enquanto que na interface parafuso barra de conexão houve deslizamento dos parafusos entre as barras de madeira (Figura 14).

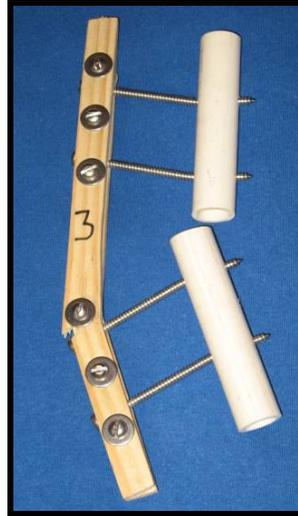


Figura 13 – protótipo do grupo A modelo I quebrado no ponto onde havia parafuso, porca e arruela que comprimiam as duas hastes de madeira e deslizamento dos parafusos de inserção entre as barras de madeira durante o teste.



Figura 14 - protótipos do grupo A modelo I que sofreram angulação na interface parafuso tubo de PVC e deslizamento dos mesmos entre as barras de madeira durante o teste.

Todos os protótipos do **GRUPO A MODELO II** (3 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC) quebraram no mesmo ponto de fragilidade do conjunto, ou seja, no local de fixação entre as duas hastes de madeira (Figura 15). Neste grupo houve angulação no ponto de interface parafuso tubo de PVC em dois protótipos.

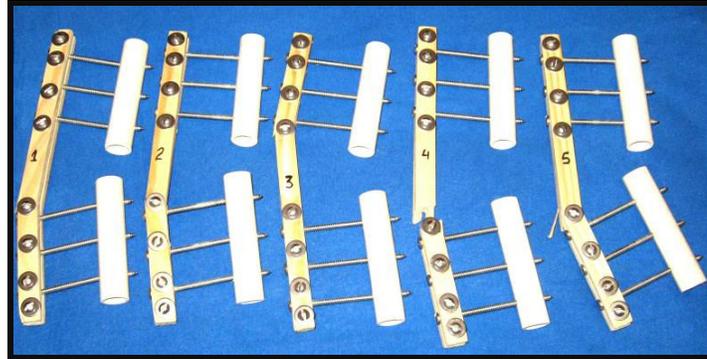


Figura 15 - protótipos do grupo A modelo II que quebraram no local de inserção dos parafusos, porcas e arruelas que comprimiam as duas hastes de madeira e sofreram deslizamento dos parafusos de inserção entre as barras de madeira durante o teste.

Todos os protótipos do **GRUPO A MODELO III** (4 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC) também quebraram no mesmo ponto de fragilidade do conjunto (Figura 16). Neste grupo nenhum protótipo sofreu angulação no ponto de interface parafuso tubo de PVC e também não foi observado deslizamento dos parafusos de fixação entre as barras de madeira.

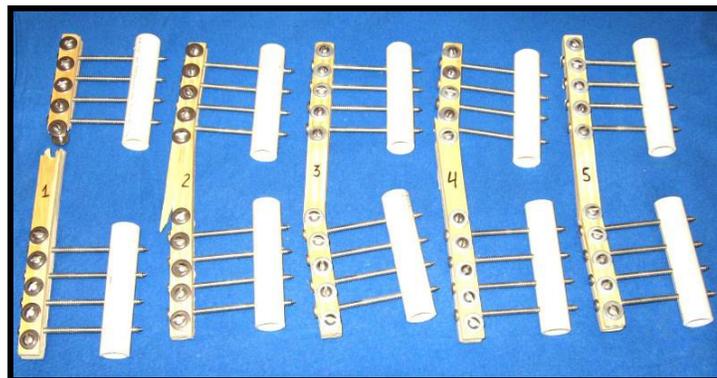


Figura 16 - protótipos do grupo A modelo III que quebraram no local de inserção dos parafusos, porcas e arruelas que comprimiam as duas hastes de madeira durante o teste.

Todos os protótipos do **GRUPO B MODELO I** (2 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC e barra estabilizadora formada por resina de metacrilato), quebraram antes que os tubos de PVC se tocassem, em três unidades deste modelo a fratura aconteceu no ponto de inserção entre parafuso e

barra estabilizadora (Figura 17) e houve angulação dos parafusos no ponto de interface parafuso tubo de PVC em um protótipo. Uma unidade deste grupo além de sofrer uma fratura no ponto de interface parafuso barra de conexão, sofreu outra fratura na região média, correspondente a região de instabilidade da fratura (Figura 18).

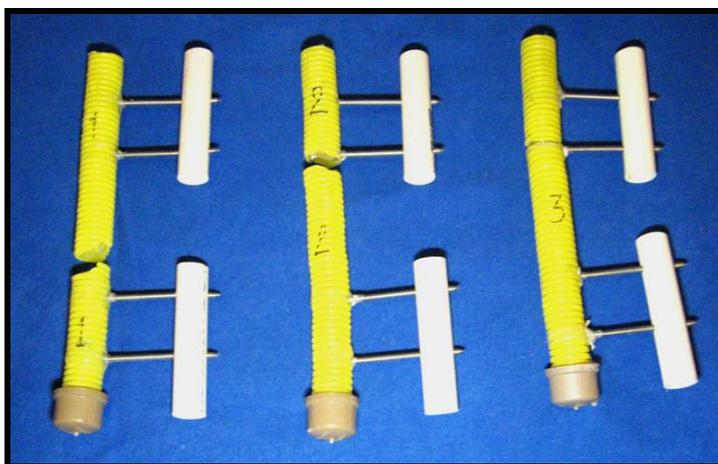


Figura 17 - protótipos do grupo B modelo I que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste.

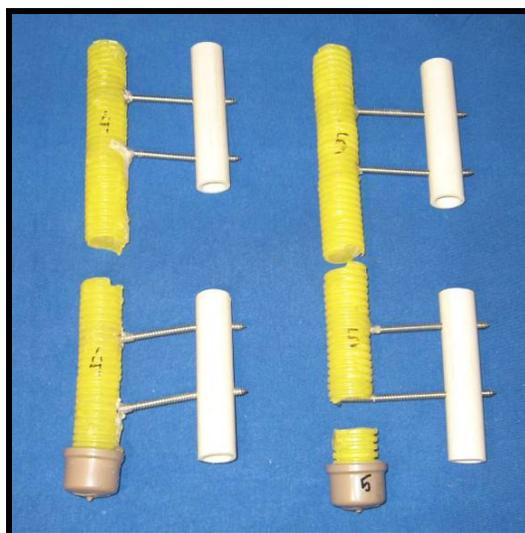


Figura 18 - protótipos do grupo B modelo I que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste e na unidade número 4 nota-se angulação na interface parafuso tubo de PVC.

Todos os protótipos do **GRUPO B MODELO II** (3 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC), quebraram antes que os tubos de PVC se tocassem, sendo que em 3 unidades deste modelo a fratura aconteceu no ponto de inserção entre parafuso e barra estabilizadora (Figura 19). Uma unidade deste grupo, além de sofrer uma fratura no ponto de interface parafuso barra de conexão, sofreu outra fratura na região média, correspondente a região de instabilidade da fratura (Figura 19), e outras duas unidades fraturaram somente na região média (Figura 20). Em nenhum modelo houve angulação dos parafusos nos pontos de interface parafuso tubo de PVC e parafuso barra estabilizadora.

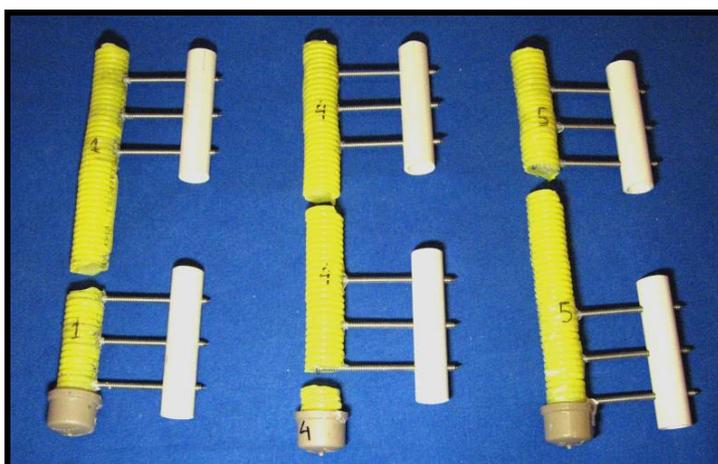


Figura 19 - protótipos do grupo B modelo II que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste, na unidade 4 houve fratura em dois pontos.

Os protótipos do **GRUPO B MODELO III** (4 parafusos inseridos em cada segmento do tubo de PVC), quebraram antes que os tubos de PVC se tocassem, e todos sofreram fratura na região média da barra estabilizadora (Figuras 21 e 22), em nenhuma unidade houve angulação dos parafusos nos pontos de interface parafuso tubo de PVC e parafuso barra estabilizadora.

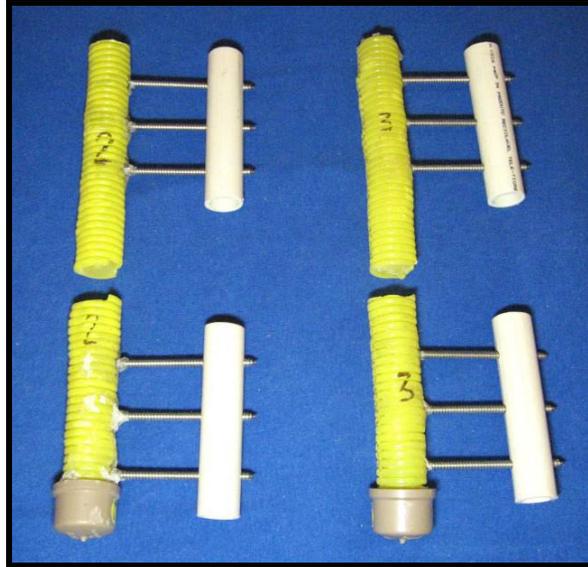


Figura 20 - protótipos do grupo B modelo II que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste.



Figura 21 - protótipos do grupo B modelo III que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste.

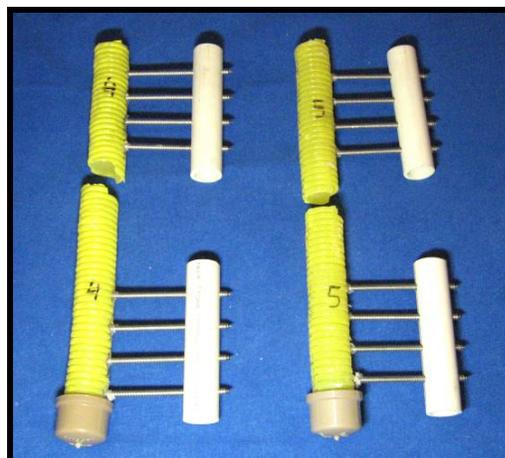


Figura 22 - protótipos do grupo B modelo III que apresentaram quebra da barra de resina durante o teste.

Neste experimento, durante o teste de compressão axial, todos os protótipos elaborados com resina acrílica quebraram antes que os tubos de PVC se tocassem. Atribuímos tal fato à hipótese de uma maior resistência dos parafusos de inserção, que eram formados por parafusos de aço 304 totalmente rosqueados de diâmetro de 4,8mm, diferindo do experimento de Falcão (2004) onde foram utilizados pinos rosqueados de aço 316L com diâmetro de 3,5mm, permitindo que os tubos de PVC utilizados como segmentos ósseos se tocassem.

Observamos um maior número de angulações dos parafusos de inserção nos protótipos formados por 2 parafusos por segmento de tubo de PVC, este fato é justificado, pois quanto menor o número de parafusos maior a carga em cada um destes implantes, estando de acordo com os resultados obtidos por GORSE (1998), que ao colocar 3 ou 4 pinos por segmento da fratura, maximizou a rigidez da composição fixador osso. Entretanto, o uso de mais de 4 pinos proporciona uma rigidez adicional mínima (LEWIS & BLOOMBERG, 1994) podendo levar a sobrecarga, causar microfraturas e reabsorção óssea (EGGER, 1998b; BRINKER et al., 1999). Segundo Cook (2000) deveriam ser implantados 4 pinos em cada fragmento fraturado quando se utiliza um fixador externo tipo I, e 2 a 4 pinos para fixadores tipo II e III.

Nos locais onde as barras estabilizadoras formadas por resina de metacrilato quebraram, havia micro bolhas, mas não se observou nenhuma bolha de ar superior a 2 mm que pudesse comprometer a resistência deste material

(Figura 23). Esta preocupação foi relatada por Brinker et al. (1999), Shahar (2000) e Stork et al. (2003).



Figura 23 – ponto de fratura na barra estabilizadora de resina, evidenciando a presença de micro bolhas.

A maioria dos fixadores formados com barra estabilizadora de madeira quebraram no ponto onde havia parafusos, porcas e arruelas que comprimiam as duas hastes de madeira, com a função de comprimir os parafusos de inserção. Tal fato pode ter ocorrido devido à menor resistência das hastes de madeira nos pontos onde foram perfuradas (Figura 24).

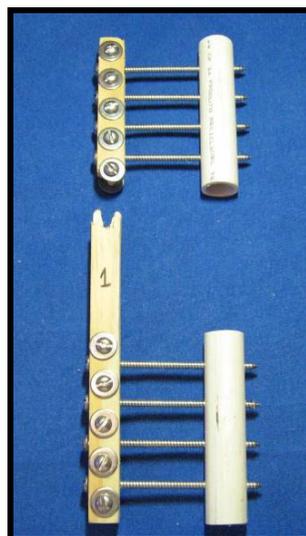


Figura 24 – quebra no ponto de fragilidade das barras estabilizadoras de madeira, no modelo III do grupo A.

Observamos que houve deslizamento de alguns parafusos entre as hastes de madeira (Figura 25); este fato ocorreu justamente nos modelos que apresentavam 2 pinos por segmento de PVC e pode ser justificado pela baixa densidade da madeira, que permitiu a impressão da rosca dos parafusos de aço 304 durante o teste, visto que o aperto final do conjunto de estabilização foi padronizado com o uso de parafusadeira elétrica e sempre pelo mesmo operador.

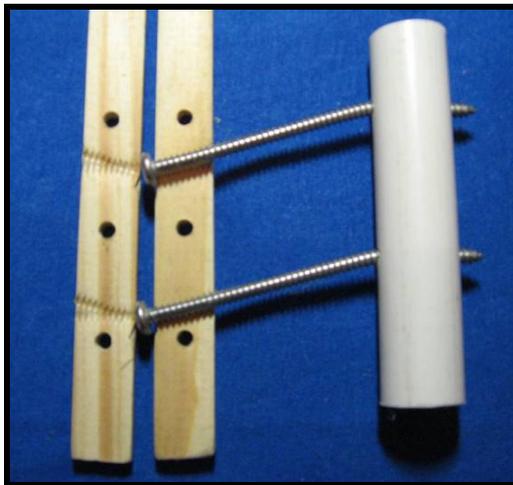


Figura 25 – Ponto onde houve deslizamento dos parafusos de inserção nas hastes de madeira nos protótipos do grupo A modelo I e angulação na interface parafuso tubo de PVC.

Assim como relatado por Falcão (2004), o teste de compressão axial foi realizado no aparelho servo-hidráulico Instron modelo 4204, com célula de carga de 5 KN à velocidade de 2 cm/mim; a mesma velocidade de teste foi utilizada por Dewey et al. (1994) e Egger (1983). Outras velocidades de teste de compressão axial em fixadores externos foram utilizadas por Brinker et al. (1985), Willer et al. (1991), Chhabra et al. (1997), Gohj et al. (1997), Kraus et al. (1998) e Norris et al. 2002) e variavam de 1 mm/min até 0,01 pol./seg.

Para interpretação dos resultados obtidos com os testes de compressão axial dos fixadores externos, realizamos o estudo do ponto de escoamento (Quadro 1), da carga máxima de segurança (Quadro 2) cálculo da rigidez (Quadro 3), a partir da curva de carga e deslocamento (Gráficos 1 a 6). No estudo realizado por Falcão (2004) foram adotadas as mesmas referências como base para a análise dos resultados. Willer et al. (1991) utilizaram a carga na ruptura para interpretação dos seus resultados, além da rigidez, ponto de escoamento e

da carga máxima de segurança. Estando de acordo com os resultados de Falcão (2004), julgamos irrelevante continuar com a análise até a carga final de ruptura, pois muito antes de ocorrer à ruptura a estabilidade e o alinhamento no foco da fratura já estariam prejudicados.

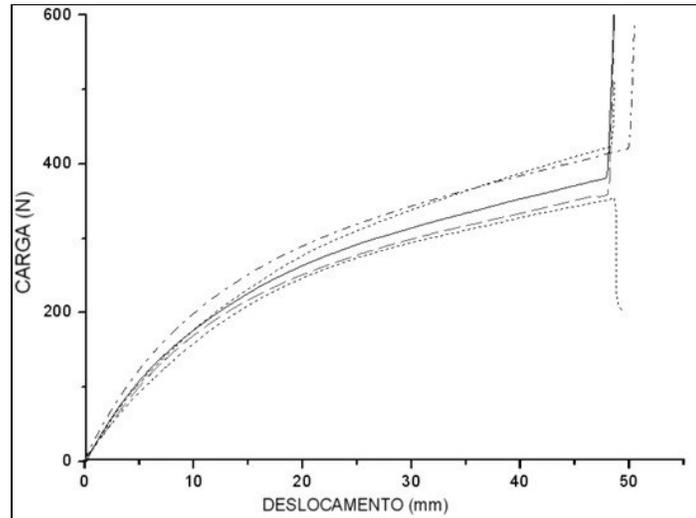


Gráfico 1 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo I (barra estabilizadora de madeira com 2 parafusos por segmento de fratura).

Analisando o gráfico 1 observamos que somente um protótipo não resistiu até o fim do teste, sofrendo quebra do conjunto, os demais protótipos deste grupo resistiram até a fase final do teste quando os tubos de PVC se tocaram.

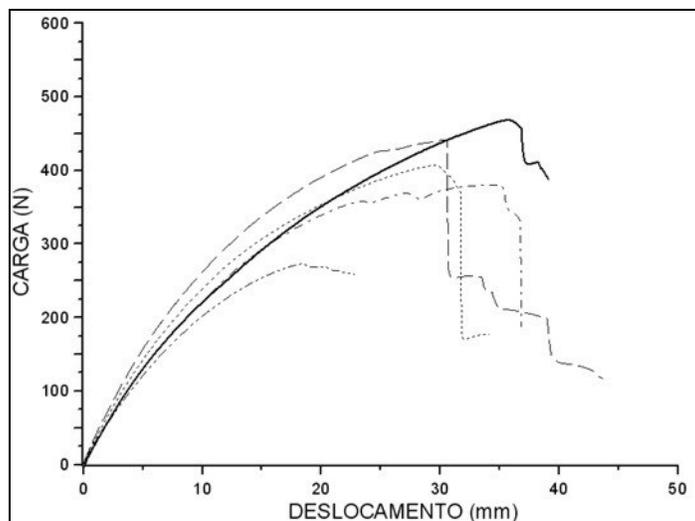


Gráfico 2 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo II (barra estabilizadora de madeira com 3 parafusos por segmento de fratura).

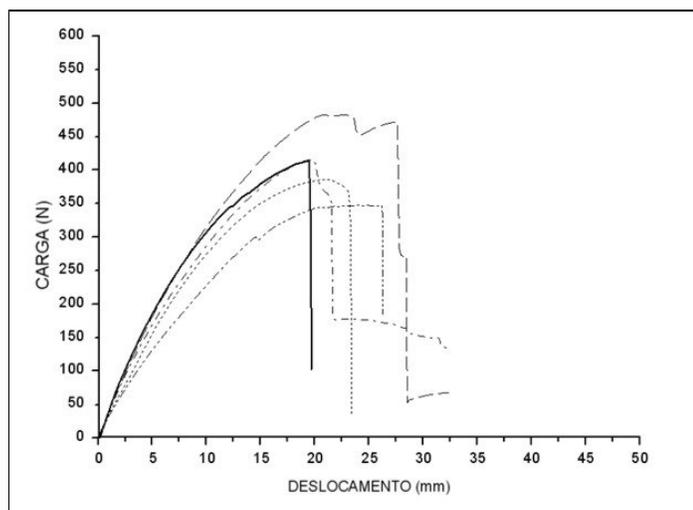


Gráfico 3 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo A modelo III (barra estabilizadora de madeira com 4 parafusos por segmento de fratura).

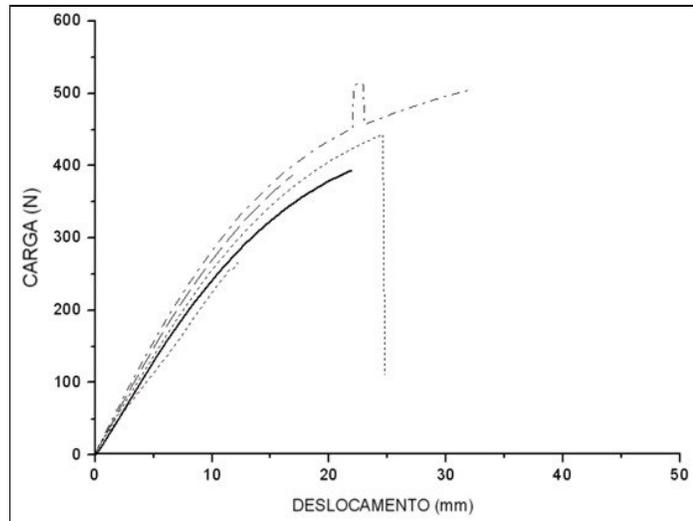


Gráfico 4 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo I (barra estabilizadora de resina com 2 parafusos por segmento de fratura).

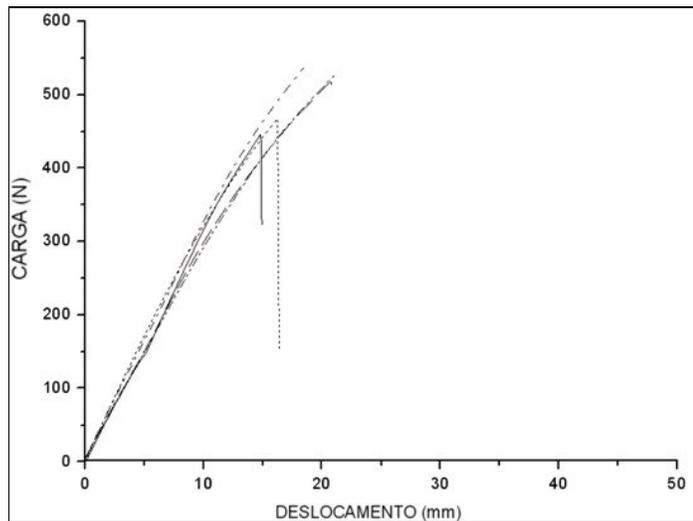


Gráfico 5 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo II (barra estabilizadora de resina com 3 parafusos por segmento de fratura).

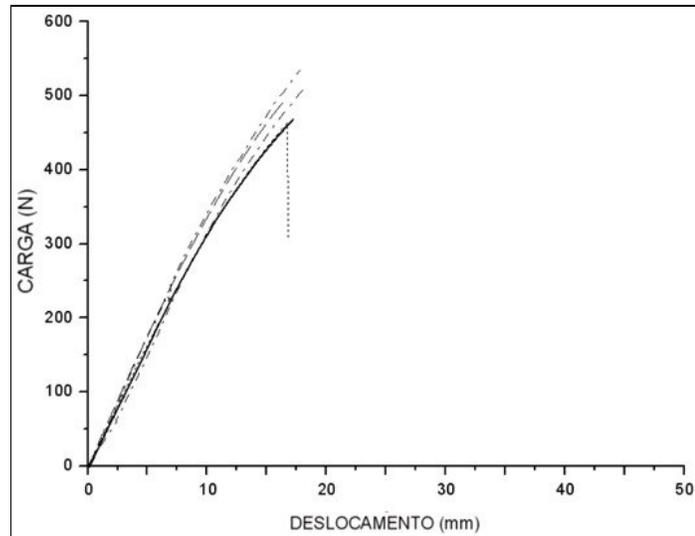


Gráfico 6 - curva de carga x deslocamento dos 5 protótipos do grupo B modelo III (barra estabilizadora de resina com 4 parafusos por segmento de fratura).

Segundo Willer et al. (1991) o ponto de escoamento determina a carga necessária para criar uma deformação permanente no fixador externo, apresentando assim, uma importância clínica, pois é neste momento que ocorre um deslocamento da fratura prejudicando o processo de cicatrização. Matelman et al. (1996) relatam que, a partir deste ponto, o corpo de prova começa a sofrer deformação plástica.

Tabela 1 – Valores do ponto de escoamento expressos em Newton (N) dos 5 protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 2, 3 e 4 parafusos por segmento do tubo de PVC, assim como as respectivas médias e desvio padrão.

Protótipos	Ponto de Escoamento (N)					
	Grupo A			Grupo B		
	Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
1	36,25	120,00	83,49	190,74	128,06	286,99
2	24,57	142,29	91,01	173,96	332,90	280,55
3	22,42	60,27	159,20	142,42	240,41	218,39
4	38,53	115,04	88,19	169,80	341,36	252,09
5	15,98	120,14	124,84	166,85	369,28	79,60
Média	27,55	111,54	109,34	168,75	282,40	223,52
Desvio padrão	9,55	30,54	32,31	17,38	98,94	84,90

Segundo Willer et al. (1991), McPherron et al. (1992) e Metelman et al. (1996) a carga máxima de segurança expressa em N é capaz de promover um deslocamento de 1 mm na compressão axial. Sua importância clínica está relacionada ao fato deste deslocamento ser prejudicial ao processo de cicatrização óssea.

Tabela 2 – Valores da carga máxima de segurança expressos em Newton (N) dos 5 protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 2, 3 e 4 parafusos por segmento do tubo de PVC, assim como as respectivas médias e desvio padrão.

Protótipos	Carga Máxima de Segurança					
	(N)					
	Grupo A			Grupo B		
	Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
1	28,33	31,95	46,45	24,30	31,01	33,83
2	26,05	40,68	7,92*	29,54	30,74	38,66
3	25,37	28,73	34,64	23,09	33,33	35,58
4	30,74	30,07	29,94	33,43	30,34	36,11
5	21,08	34,23	40,68	27,25	33,03	24,70
Média	26,31	33,13	37,92	27,52	32,09	33,77
Desvio padrão	3,60	4,69	7,18	4,15	2,08	5,36

*No grupo A modelo III o protótipo 2, não foi incluído no cálculo estatístico, para determinação da carga máxima de segurança, devido seu valor não estar uniforme com este grupo.

A rigidez é calculada mensurando-se a inclinação da curva, ou seja, dividindo a carga pelo deslocamento durante a fase elástica linear (WELLS et al., 1997). Segundo Willer et al. (1991) a rigidez é importante, pois determina o quanto o aparelho resiste à carga para não ocorrer a deformação permanente.

Tabela 3 – Valores da rigidez expressos em Newton/milímetros (N/mm) dos 5 protótipos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina), com seus modelos formados por 2, 3 e 4 parafusos por segmento do tubo de PVC, assim como as respectivas médias e desvio padrão.

Protótipos	Rigidez (N/mm)					
	Grupo A			Grupo B		
	Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
1	19,18	22,38	36,12	20,55	27,43	25,65
2	17,86	27,67	32,34	22,94	23,52	28,28
3	26,33	21,06	24,29	17,68	27,02	26,87
4	20,98	21,57	22,24	24,79	22,91	30,29
5	15,62	24,17	30,71	20,96	25,29	27,20
Média	19,99	23,37	29,14	21,38	25,23	27,65
Desvio padrão	4,04	2,67	5,75	2,67	2,02	1,74

Os valores do ponto de escoamento (Tabela 4), carga máxima de segurança (Tabela 5) e rigidez (Tabela 6) dos modelos experimentais foram comparados isoladamente através do teste estatístico Mann-Whitney (GOMES, 1970), não pareado e não paramétrico e considerando o valor de $p < 0,05$ como significativo.

Tabela 4 – Valores de “p” para comparação entre os pontos de escoamento, de aparelhos de fixação externa sob análise de compressão axial, teste Mann-Whitney, não pareado e não paramétrico.

Ponto de Escoamento		Grupo A			Grupo B		
		Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
Grupo A	Modelo I	-	-	-	-	-	-
	Modelo II	0,0079*	-	-	-	-	-
	Modelo III	0,0079*	1,0000	-	-	-	-
Grupo B	Modelo I	0,0079*	0,0079*	0,0159*	-	-	-
	Modelo II	0,0079*	0,0159*	0,0159*	0,1508	-	-
	Modelo III	0,0079*	0,0952	0,1508	0,1508	0,3095	-

* Valores significantes de $p < 0,05$.

De acordo com os resultados expressos nas tabelas 1 e 4, observamos que o modelo I do grupo A (barra fixadora de madeira com 2 parafusos por segmento da fratura), apresentou um ponto de escoamento com o valor médio de 27,55 N e analisando os valores de “p” constatamos que este modelo mostrou-se estatisticamente inferior aos demais, necessitando de uma carga menor para apresentar uma deformação plástica.

O modelo I e II do grupo B (barra estabilizadora de resina com 2 e 3 parafusos por segmento da fratura) apresentaram um ponto de escoamento com o valor médio de 168,75 N e 282,40 N, respectivamente, e analisando os valores de “p” constatamos que estes dois modelos mostraram-se estatisticamente superiores quando comparados com os modelos I, II e III do grupo A, necessitando portanto de uma carga maior para apresentar uma deformação plástica.

Quando comparamos os resultados do ponto de escoamento, obtidos entre os modelos do grupo B (barra fixadora de resina), podemos afirmar que ao acrescentar 1 ou 2 parafusos por fragmento fraturado na confecção dos protótipos, não obtivemos aumento estatístico significativo.

Falcão (2004) em seu experimento avaliando a compressão axial de fixadores externos tipo II, confeccionados com barras estabilizadoras formadas por hastes de madeira ou resina acrílica e pinos rosqueados de aço 316 L, obteve valores médios do ponto de escoamento de 172,0 N para os modelos de madeira e 550,4 N para os modelos de resina. Valores estes não atingidos pelos nossos protótipos quando comparamos o mesmo tipo de barra estabilizadora, mas se observarmos o valor médio do ponto de escoamento dos modelos I do grupo B (barra estabilizadora de resina com 2 parafusos por segmento fraturado) do nosso experimento, obtivemos o valor de 168,75 N, se aproximando muito dos modelos com barra estabilizadora de madeira elaborados por Falcão (2004), apesar dos nossos fixadores serem do tipo Ia.

Quando analisamos os modelos II e III do grupo B (3 e 4 parafusos por segmento fraturado e barra de resina) do nosso experimento, constatamos que estes modelos apresentaram valores médios do ponto de escoamento de 282,40 N e 223,52 N, respectivamente, mostrando-se superiores aos modelos com barra estabilizadora de madeira do experimento de Falcão (2004), mesmo apresentando uma configuração mais simples.

Tabela 5 – Valores de “p” para comparação entre a carga máxima de segurança, de aparelhos de fixação externa sob análise de compressão axial, teste Mann-Whitney, não pareado e não paramétrico.

Carga Máxima de Segurança		Grupo A			Grupo B		
		Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
Grupo A	Modelo I	-	-	-	-	-	-
	Modelo II	0,0317*	-	-	-	-	-
	Modelo III	0,0317*	0,2857	-	-	-	-
Grupo B	Modelo I	0,8413	0,0952	0,0317*	-	-	-
	Modelo II	0,0159*	1,0000	0,4127	0,0952	-	-
	Modelo III	0,0952	0,6905	0,5556	0,0556	0,2222	-

* Valores significantes de $p < 0,05$.

De acordo com os resultados expressos nas tabelas 2 e 5, comprovamos modelo I do grupo A (barra fixadora de madeira com 2 parafusos por segmento da fratura), apresentou uma carga máxima de segurança com o valor médio de 26,31 N. Analisando os valores de “p” constatamos que este modelo mostrou-se menos significativo que os modelos II e III do mesmo grupo, com valores de 33,13 N e 37,92 N, respectivamente, necessitando de uma carga menor para apresentar um deslocamento de 1 mm junto ao foco de fratura. Este mesmo modelo mostrou-se ainda menos significativo que o modelo II do grupo B (barra fixadora de resina com 3 parafusos por segmento de fratura) que apresentou média de 32,09 N.

O modelo III do grupo A (barra fixadora de madeira com 4 parafusos por segmento da fratura) apresentou um valor médio de carga máxima de segurança de 37,92 N, mostrando-se estatisticamente mais significativo do que modelo I do grupo B (barra fixadora de resina com 2 parafusos por segmento da fratura), com 27,52 N.

Quando comparamos o modelo I dos grupos A e B, 26,31 N e 27,52 N, respectivamente, constatamos que apesar de apresentarem diferentes tipos de barras estabilizadoras, não houve diferença estatística significativa entre ambos. Os resultados obtidos por Falcão (2004), em relação à carga máxima de segurança, também revelaram não haver diferença estatística entre os modelos confeccionados com barra estabilizadora de resina (56,3 N) em relação aos com barra estabilizadora de madeira (46,1 N).

Tabela 6 – Valores de “p” para comparação entre a rigidez de aparelhos de fixação externa sob análise de compressão axial, teste Mann-Witney, não pareado e não paramétrico.

Rigidez		Grupo A			Grupo B		
		Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
Grupo A	Modelo I	-	-	-	-	-	-
	Modelo II	0,0952	-	-	-	-	-
	Modelo III	0,0317*	0,0952	-	-	-	-
Grupo B	Modelo I	0,6905	0,3095	0,0556	-	-	-
	Modelo II	0,0556	0,3095	0,4206	0,0556	-	-
	Modelo III	0,0159*	0,0556	0,6905	0,0079*	0,1508	-

* Valores significantes de $p < 0,05$.

De acordo com os resultados expressos nas tabelas 3 e 6, e interpretando a rigidez dos protótipos em nosso experimento, podemos afirmar que o modelo III dos grupos A (barra fixadora de madeira com 4 parafusos por segmento da fratura) e B (barra fixadora de resina com 4 parafusos por segmento da fratura) apresentaram os valores médios de 29,14 N/mm e 27,65 N/mm, respectivamente, mostrando-se estatisticamente superiores ao modelo I do grupo A (barra fixadora de madeira com 2 parafusos por segmento da fratura), que apresentou uma rigidez de 19,99 N/mm.

O modelo III do grupo B mostrou-se estatisticamente superior ao modelo I do mesmo grupo (barra fixadora de resina com dois parafusos por segmento da

fratura), que apresentou uma rigidez de 21,38 N/mm, concordando com a afirmativa de Gorse (1998), de que a inserção de 3 ou 4 implantes para cada segmento da fratura maximiza a rigidez da composição fixador osso.

Não houve aumento significativo na rigidez quando comparado o modelo II do grupo B (barra fixadora de resina com 3 parafusos por segmento da fratura) com o modelo I do mesmo grupo, podemos então afirmar que neste grupo o acréscimo de 1 parafuso por segmento da fratura não apresentou aumento significativo na rigidez do conjunto.

Os resultados obtidos por Falcão (2004) em relação à rigidez revelaram haver diferença estatística significativa entre os fixadores externos tipo II, confeccionados com barra estabilizadora de resina (503 N/mm) em relação aos aparelhos com barra estabilizadora de madeira (283 N/mm). No entanto, em nosso experimento, quando comparamos modelos com o mesmo número de implantes por segmento de fratura e diferentes tipos de barras estabilizadoras, constatamos não haver diferença estatística significativa nos seus valores.

Os tipos de forças aplicadas nos testes mecânicos diferem das situações fisiológicas encontradas nos pacientes portadores de fraturas, onde estes exercem forças de intensidades e direções variadas sobre os aparelhos de fixação, por um maior período de tempo. Para atender à necessidade de nossos pacientes, que apresentam diferentes raças e variados pesos corporais, deve-se aplicar os resultados das avaliações mecânicas na escolha do número de implantes e barra estabilizadora mais apropriados para cada situação clínica.

Visando uma aplicação prática na cirurgia ortopédica vemos a necessidade de converter os resultados obtidos nos testes mecânicos com fixadores externos (*in vitro*) em unidades que traduzam um melhor entendimento para escolhermos o aparelho de fixação externa mais eficaz ao tratarmos as diversas fraturas nos diferentes ossos longos na rotina veterinária.

O ponto de escoamento avalia uma situação limite onde o aparelho de fixador externo começa a apresentar uma deformação plástica assumindo uma deformação irreversível, comprometendo assim a estabilidade do sistema de imobilização. Analisando esta situação, consideramos ser importante a avaliação do ponto de escoamento para análise dos nossos resultados. Na tabela 7 estão expressos os valores médios do ponto de escoamento convertidos de Newton (N) para quilogramas (Kg) encontrados em nosso experimento.

Tabela 7 – Valores médios do ponto de escoamento em Newton (N) e em quilogramas (Kg) dos modelos do grupo A (barra estabilizadora de madeira) e grupo B (barra estabilizadora de resina) suportados por cada modelo de fixador externo.

	Ponto de Escoamento					
	Grupo A			Grupo B		
	Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
Newton (N)	27,55	111,54	109,34	168,75	282,40	223,52
Quilogramas (KG)	2,81	11,38	11,15	17,21	28,80	22,80

Rumph et al. (1994) realizaram estudos com placas de força utilizando cães saudáveis e relataram que os apêndices torácicos, produzem uma força de até 107% do seu peso corporal sobre o solo, enquanto que nos apêndices pélvicos este valor pode atingir 65%.

Utilizando estes percentuais e os valores do ponto de escoamento convertidos em Kg (Tabela 7), estabeleceram-se indicações para uso clínico dos modelos de nosso experimento para os membros torácicos e pélvicos de animais com diferentes pesos corporais (Tabela 8).

Tabela 8 – Peso corporal máximo de cães em quilogramas (Kg) suportados por cada modelo de fixador externo dos grupos A (barra estabilizadora de madeira) e B (barra estabilizadora de resina).

	Peso corporal de cães (Kg)					
	Grupo A			Grupo B		
	Modelo I	Modelo II	Modelo III	Modelo I	Modelo II	Modelo III
Membros torácicos	2,5	10,5	10	16	26,5	21
Membros pélvicos	4	17,5	17	26	44	35

Analisando os resultados da tabela acima, constatamos que os modelos II do grupo B mostrou suportar maior peso que os demais, antes de apresentar uma deformação plástica, sendo indicado para cães com peso corporal de até 26,5 Kg portadores de fraturas nos membros torácicos e para cães com peso de até 44 Kg que apresentem fraturas nos membros pélvicos.

Quando comparamos os aparelhos de fixação externa estudados em nosso trabalho, podemos ressaltar algumas características de cada modelo. Os aparelhos com barra estabilizadora de resina apresentam uma confecção mais simples, permitindo o uso de parafusos de inserção com diferentes diâmetros e modelos variados na elaboração do mesmo aparelho (WELLS et al., 1997; SHAHAR, 2000), mas no entanto existe o risco de toxidez (KASSIS et al., 1984; apud STORK et al., 2003) e de lesões térmicas aos tecidos moles durante a fase de catalisação da resina (MARTINEZ et al. 1997). Os aparelhos com barra estabilizadora de madeira permitem reajuste, realinhamento da fratura e remoção do aparelho pelo simples afrouxamento de parafusos e porcas que fixam as duas hastes de madeira, sem o risco de promover fraturas iatrogênicas durante a fase de cicatrização (BOTELHO et al., 2001).

O custo dos aparelhos testados para os modelos confeccionados com barra estabilizadora de madeira foi de: R\$ 10,02; R\$ 13,86 e R\$ 17,70, com 2, 3 e 4 parafusos por segmento da fratura, respectivamente, enquanto que para os

aparelhos confeccionados com barra estabilizadora de resina obtivemos o valor de R\$ 15,10; R\$ 16,80 e R\$ 18,50 para os modelos com 2, 3 e 4 parafusos por segmento da fratura, respectivamente. Valores muito inferiores quando comparados com aparelhos utilizados usualmente na ortopedia veterinária e encontrados comercialmente¹³ com valor de aproximadamente R\$ 190,00 (cento e noventa reais), valor pelo menos 10 vezes maior que os modelos testados neste experimento.

¹³ www.ortovet.com.br

5. CONCLUSÕES

- O tubo de policloreto de vinila (PVC) é eficaz na simulação e na confecção de modelos de osso canino, permitindo as análises mecânicas de compressão axial.
- O modelo I do grupo A (barra estabilizadora de madeira com 2 parafusos por segmento da fratura), mostrou ser menos resistente que os demais modelos, necessitando de uma carga menor para apresentar deformação plástica.
- As barras estabilizadoras confeccionadas em madeira apresentaram fragilidade no local de inserção dos parafusos que fixavam e comprimiam as duas hastes. Uma sugestão para confecção de novos protótipos é aumentar a espessura das hastes de madeira, tornando-as mais resistentes.
- O deslizamento dos parafusos nas barras de estabilização dos aparelhos confeccionados com madeira (modelo I) promoveu uma diminuição no valor do ponto de escoamento à compressão axial.
- Quando comparamos o modelo I dos grupos A e B, constatamos que apesar de apresentarem diferentes tipos de barras estabilizadoras, não houve diferença estatística significativa entre ambos, em relação à rigidez e carga máxima de segurança.
- Quando comparamos os resultados do ponto de escoamento, obtidos entre os modelos do grupo B (barra fixadora de resina), podemos afirmar que ao acrescentar 1 ou 2 parafusos por fragmento fraturado na confecção dos protótipos, não obtivemos aumento estatístico significativo.
- Para animais pesados, os aparelhos de resina acrílica se mostraram mais eficazes do que os aparelhos de madeira, quando aplica-se cargas elevadas sobre o membro fraturado.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- American society for testing and materials: Standard test method for compressive properties of rigid plastics. Annual Book of ASTM standard v.08.01, p.95-107, 1992.
- ANDERSON, M. A.; ARON, D. N. & PALMER, R. H. Improving pin selection and insertion technique for external skeletal fixation. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, v.19, n.4, p.485-504, 1997.
- BOTELHO, R. P.; ALVARENGA, J.; SILVA, M. F. A.; FALCÃO, M. V. C.; OLIVEIRA, A. P. R. & COUTINHO, F. R. Fixador externo de madeira e parafuso de aço inoxidável 304 no tratamento de fraturas mandibulares em cães (*Canis familiaris*) - nota prévia. *I Congresso de Clínicos Veterinários de Pequenos Animais do Mercosul*, Foz do Iguaçu, Paraná, Clínica Cirúrgica e Anestesia de Pequenos Animais, Anais, p.1, nov, 1999.
- BOTELHO, R. P.; ALVARENGA, J.; SILVA, M. F. A.; FALCÃO, M. V. C.; OLIVEIRA, A. P. R. & COUTINHO, F. R. Fixador externo de madeira e parafusos de aço inoxidável no tratamento de fraturas mandibulares experimentalmente produzidas em cães (*Canis familiaris*). *Revista Brasileira de Medicina Veterinária*, v.23, n.2, p.81-86, 2001.
- BOTELHO, R. P. Avaliação de custos na utilização experimental de fixador externo no tratamento de fraturas mandibulares em cães (*Canis familiaris*). Tese de Doutorado, Curso de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, Área de Sanidade Animal, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, 92p. 2002.
- BOTELHO, R. P.; LEANDRO, V.M.; SILVA, M. F. A.; JUNIOR, D.S.G. Comparação de três técnicas de fixação esquelética externa uniplantar em fraturas do corpo mandibular de cães. *Revista Brasileira de Medicina Veterinária*, v.27, n.1, p.26-30, 2005a.
- BOTELHO, R.P.; LEANDRO, V.M. & SILVA, M. F. A. Uso de fixador externo confeccionado com três barras de madeira na osteossíntese mandibular em dois cães: técnica alternativa de baixo custo. *Revista Clínica Veterinária*, ano X, n. 56, p. 34-40, maio/junho, 2005b.
- BOTELHO, R.P.; SILVA, M. F. A.; FALCÃO, M. V. C.; AQUAR, T.B.; OLIVEIRA, A. P. R.; COUTINHO, F. R. & LEANDRO, V.M. Comparação entre parafusos

- de aço inoxidável tipos 304 e 316l implantados em mandíbulas de cães. *Revista Brasileira de Medicina Veterinária*, v.27, n.3, p.112-117, 2005c.
- BOUVY, B.M., MARKEL, M.D., CHELIKANI, S., EGGER, E.L., PIERMATTEI, D.L., VANDERBY, R., Ex vivo biomechanics of Kirschner-Ehmer external skeletal fixation applied to canine tibiae. *Veterinary Surgery*, v.22, n.3, p. 194-207, 1993.
- BRINKER, W. O.; VERSTRAETE, M.C.; SOUTAS-LITTLE, R.W.M. Stiffness studies on various configurations and types of external fixators. *Journal of the American Animal Hospital Association*. v.21, p. 801-808, Nov-Dec, 1985.
- BRINKER, W. O. & PIERMATTEI, D. L., FLO, G. L. Cap. 2: Fraturas: Classificação, diagnóstico e tratamento p. 24-138. *Manual de Ortopedia e Tratamento das Fraturas dos Pequenos Animais*. 3ª ed., Manole, São Paulo, 1999.
- CHHABRA, A.B.; DEGNAN, G.G.; MILBRANDT, T.A.; CARMINES, D.V.; HALE, J.E.. Internal plating as an alternative to external fixation of complex distal radius fractures a biomechanical evaluation. Twenty-first annual meeting of the American society of biomechanics Clemson University, South Carolina September p.24-27.
- CHAO, E.Y.S.; ARO, H.; LEWALLEN, D.G. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clinic Orthopedic* v.241, p.24-35, 1989.
- COOK, W.T. Ex vivo biomechanics of a bilateral type I/bilateral interdental pin and acrylic external fixator applied to the canine mandible. Thesis submitted to the Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University in partial fulfillment of the requirements for the degree of MASTER OF SCIENCE in Veterinary Medical Sciences. Blacksburg, Virginia. June 16, 2000.
- COUTINHO, F.R., SILVA, M.F.A., BOTELHO, R.P., FALCÃO, M.V.C., SILVA JÚNIOR, J.A.S. Uso de fixador externo de madeira associado a pino intramedular e hemicerclagem em osteossíntese de úmero em cão: relato de caso. I Congresso de Clínicos Veterinários de Pequenos Animais do Mercosul, Foz do Iguaçu, Paraná, Clínica Cirúrgica e Anestesia de Pequenos Animais, Anais, p.2, nov, 1999.
- DAVIDSON, J. R. Tratamiento de las fracturas mandibulares y maxilares en el perro y el gato. *Waltham Focus*, v.3, n.3, p.9-16, 1993.

- DAVIDSON, J. R. & BAUER, M. S. Fractures of the Mandible and Maxilla. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.22, n.1, jan, p.109-119, 1992.
- DEWEY, C.W.; ARON, D.N.; FOUTZ, T.L.; MARKS, M.A.; BUDSBERG, S.C.. Static evaluation of two modified unilateral external skeletal fixators. *Journal of Small Animal Practice*. V. 35, p.211-216, 1994.
- EGGER, E. L. Static Strength evaluation of six external skeletal fixation configurations. *Veterinary Surgery*, v.12, n.3, p.130-136, 1983.
- EGGER, E. L. Complications of external fixation. *Veterinary Clinics of North American Animal Practice*, v.21, n.4, p.705-733, 1991.
- EGGER, E. L. Instrumentacion for external fixation. *The Veterinary Clinics of North América: Small Animal Practice*, v.22, n.1, jan, p.19-43, 1992.
- EGGER, E. L. Fixação Esquelética Externa, In: BOJRAB, M. J. Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais, 3ª Ed., Roca, 1996.
- EGGER, E. L. Cap. 142: Fraturas do Crânio e Mandíbula, p.2253-2265. In: SLATTER, D. *Manual de Cirurgia de Pequenos Animais*. 2ª ed., v.2, Saunders, Philadelphia, 1998a.
- EGGER, E. L. Cap. 123: Fixação Esquelética Externa, p.1944-1960. In: SLATTER, D. *Manual de Cirurgia de Pequenos Animais*. 2ª ed., v.2, Saunders, Philadelphia, 1998b.
- ESTERMANN, E. Cirurgia óssea canina: tratamento de fraturas mandibulares com fixação APEF. *Revista A Hora Veterinária*, ano 24, p. 64-65, n.144, Mar/Abr. 2005.
- FALCÃO, M. V. C. Avaliação mecânica de compressão axial em dois modelos de fixadores esqueléticos externos de baixo custo. Tese de Mestrado, Curso de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Clínica Médica Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, 28p. 2004.
- FOSSUM, T.W.. Tratamento de fraturas específicas. In: FOSSUM, T.W. *Cirurgia de pequenos animais*. 1ª Ed. São Paulo: Roca, Cap. 29, p.854-977. 2002.
- FRANCH, J. S. Efecto de La implantación angulada o transversa com flexión de lãs agujas transfixantes sobre la cicatrización de osteotomias tibiales em perro reducidas mediante fijadores externos. Tese de doutorado, Bellatera, 383p. 1994.

- GIOSO, M. A.; VIANA, R. S.; VENTURINI, M. A. F. A.; VENCESLAU, A.; ARAÚJO, V. C. Análise clínica e histológica da utilização da resina acrílica autopolimerizável nas fraturas de mandíbula e maxila e separação da sínfise mentoniana em cães e gatos. *Revista Ciência Rural*, v.31, n.2, Santa Maria. Mar./Abr. 2001.
- GOHJ, J.; THAMBYAH, A.; NOOR, G.; BOSE, K.. Evaluation of a simple and low cost external fixator. *Injury*, v.28, n.1, p.29-34, 1997.
- GOMES, F.P. Curso de Estatística Experimental. 4ª Ed. Piracicaba: ESALQ/USP, 1970.
- GORSE, M. J. Using external skeletal fixation for fractures of the radius and ulna and tibia. *Vet Med*, v.93, p.463-467, 1998.
- GUEIROS, V. A. & BORGES, A. P. B. Fixação esquelética externa e sua aplicação em pequenos animais. *Revista Clínica Veterinária*, ano IV, n.22, set/out, p.31-36, 1999.
- HARARI, J. Complications of External Skeletal Fixation. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.22, n.1, jan, p.99-107, 1992.
- HARARI, J.; SEGUIN, B. & PADGETT, S. L. Principles of external skeletal fixation in small animal surgery. *Veterinary Medicine*, v.93, n.5, p.445-453, 1998.
- HARVEY, C. E. & EMILY, P. P. Oral Surgery, p.312-377. *Small Animal Dentistry*. Mosby, Baltimore, 1993.
- HULSE, D. & HYMAN, B. Biologia e biomecânica das fraturas. In: SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais. 2ª Ed., São Paulo, Manole, v.2, cap.120, p.1891-1900, 1998.
- HULSE, D. A. & JOHNSON, A. L. Parte III : Management of Specific Fractures, p.767-883. In: FOSSUM, T. W. *Small Animal Surgery*. Mosby, Baltimore, 1997a.
- HULSE, D. A. & JOHNSON, A. L. Parte III: Fundamentals of Orthopedic Surgery and Fracture Management, p.705-767. In: FOSSUM, T. W. *Small Animal Surgery*. Mosby, Baltimore, 1997b.
- HULSE, D.A.; JOHNSON, A.L. Fundamentals of orthopedic surgery and fracture management. In: FOSSUM, T. Small animal surgery. 2.ed. St. Louis : Mosby, 2002.

- JOHNSON, A. L. Radial and tibial fracture repair with external skeletal fixation. Effects of fracture, type, reduction and complications on healing. *Vet Surg*, v.18, n.5, p.367-372, 1989.
- JOHNSON, A. L. Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation. *Compend Contin Educ Pract Vet*, v.20, n.4, p.487-502, 1998.
- KERN, D. A.; SMITH, M. M.; STEVENSON, S.; MOON, M. L.; SAUNDERS, G. K.; IRBY, M. H. & DYER, K. R. Evaluation of three fixation techniques for repair of mandibular fractures in dogs. *Journal American Veterinary Medical Association*, v.206, n.12, p.1883-1995, 1995.
- KRAUS, K.H.; WOTTON, H.M.; RAND, W.M. Mechanical comparison of two external fixator clamp designs. *Veterinary Surgery*. V.27, p.224-230, 1998.
- KUZMA, A. B. & COCKSHUTT, J. R. Canine mandibular fracture repair using a technovit transfixation splint. *Canadian Veterinary Journal*, v.29, n.12, p.1007-1009, 1988.
- LEWIS, D. D. & BLOOMBERG, M. S. Fijacion óssea externa. *Waltham Focus*, v.4, n.4, p.9-18, 1994.
- LINCOLN, J. D. Treatment of open, delayed union and nonunion fractures with external skeletal fixation. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*, v.22, n.1, p.195-206, 1992.
- MANO, E.B.. Propriedades que caracterizam os materiais. In: *Polímeros como materiais de engenharia*. Ed. Eggard Blucher Ltda, cap.2, p.7-45, 1991.
- Mc PHERRON, M.A.; SCHWARZ, P.D.; HISTAND, M.B. Mechanical evaluation of half-pin (type I) external fixation in combination with a single intramedullary pin. *Veterinary Surgery*, v.21, n.3, p.178-182, 1992.
- MARRETTA, S. M. Maxillofacial surgery. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.28, n.5, p.1285-1296, 1998.
- MARTINEZ, S.A.; ARNO CZKY, S.P.; FLO, G.L.; BRINKER, W.O.. Dissipation of heat during polymerization of acrylics used for external skeletal fixator connecting bars. *Veterinary Surgery*. v. 26, p.290-294, 1997.
- MEARS, D. C. & BEHRENS, F. The application and use of external fixation. In: MEARS, D. C. *External skeletal fixation*. Baltimore, Williams and Wilkins Co, p.161-209, 1983.

- METELMAN, L.A.; SCHWARZ, P.D.; HUTCHISON, J.M.; ALVIS, M.R.; JAMES, S.P. A mechanical evaluation of the resistance of various interfragmentary wire configurations to torsion. *Veterinary Surgery*. V.25, p.213-220,1996.
- MERCADANTE, M.T.; KOJIMA, K.E.; HUNGRIA, J.O.S.; ZAN, R.A. Estudo mecânico comparativo de quatro montagens de fixador externo monolateral submetidos à força de torção. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2003; 38:106-16.
- MERCADANTE, M.; KOJIMA, K.; CRRISTIAN, R.; HUNGRIA, J.C.; NETO, J.S.H.; CAMARGO, A.B.; SAMANO, H.M.; SANTOS, R.S.F.; VATAVUK, J.; MELLO, A.G.; BERTOLANI, A.D.; FREITAS, C.E.B. Avaliação da resistência mecânica de três diferentes pinos de schanz às forças de torção em montagens do fixador externo monolateral. *Acta ortopédica brasileira*, v.13, nº004, p.183-185, 2005.
- NORRIS, J.L.; KRAUS, K.H.; O'LEARY, J.P. Effect of a supplemental plate on the stiffness of a type I external fixator. *Veterinary Surgery*, v.31, p.133-137, 2002.
- NUNAMAKER, D. M. Cap.18: Fractures and Dislocations of the Mandible, p.297-304. In: NEWTON, C. D., NUNAMAKER, D. M. *Textbook of Small Animal Orthopaedics*. Lippincott, Philadelphia, 1985.
- OKRASINSKI, E. B. Biomechanical evaluation of acrylic external skeletal fixation. *Journal American Vet Med Association*, v.199, n.11, p.1590-1593, 1991.
- OLMSTEAD, M. L.; EGGER, E. L.; JOHNSON, A. L. & WALLACE, L. J. Cap. 5: Principles of Fracture Repair, p.111-160. In: OLMSTEAD, M. L. *Small Animal Orthopedics*. Mosby, Baltimore, 1995.
- ORTOVET. Loja virtual. Disponível em <http://www.ortovet.com.br>. Acesso em 01/08/2008.
- PETTIT, G. D. History of External Skeletal Fixation. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.22, n.1, jan, p.1-10, 1992.
- RAMOS, M.; ROTBANDE, I.; SHEHATA, I. Estudo do comportamento mecânico de sistemas de fixação externa. *Revista Brasileira de Ortopedia*. V.34, nº8, Agosto, 1999.
- ROSS, J. T. & MATTHIESEN, D. T. The use of multiple pin and methylmethacrylate external skeletal fixation for the treatment of orthopaedic injuries in the dog and cat. *Vet Comp Orthop Traum*, v.6, p.115-121, 1993.

- ROTBANDE, R.; RAMOS, M.; HASHIMOTO, R.; RABELO, G.L.; CARVALHO, A.L.C. Contribuição ao estudo biomecânico do aparelho de fixação externa de Ilizarov. *Revista Brasileira de Ortopedia*. V.31, nº8, Agosto, 1996.
- ROTBANDE, I.S. & RAMOS, M.R.F. Atualização em fixação externa: conceitos e revisão. *Revista Brasileira de Ortopedia*. V.35, nº4, Abril, 2000.
- RUDY, R. L. & BOUDRIEU, R. J. Maxilofacial and mandibular fractures. *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery Small Animal*, v.7, n.1, p.3-20, 1992.
- RUMPH, P. F.; LANDER, J. E.; KINCAID, S. A.; BAIRD, D. K.; KAMMERMANN, J. R.; VISCO, D. M. Ground reaction force profiles from force platform gait analyses of clinically normal mesomorphic dogs at the trot. *American journal veterinary research*. V.55, n.6, june, 1994.
- SEVIC, N.; TRIFFITT, J. T.; ZOBUNDZRIA, M. & OPALIC, M. A wooden external fixator for the operative treatment of long bone fractures in dogs. *World Small Animal Veterinary Association. XXIII WSAVA Congress, Argentina, Buenos Aires* 5, 9, X, p.769, 1998.
- SHAHAR, R. Relative stiffness and stress of type I and type II external fixators: Acrylic versus stainless-steel connecting bars – A theoretical approach. *Veterinary Surgery*, v.29, p.59-69, 2000.
- SISK, T. D. General principles and techniques of external fixation. *Clinic Orthopedic*. V.180, p.96-100, 1983.
- STORK, C.K.; CANIVET, C.; BAIDAK, A.A.; BALLIGAND, M.H. Evaluation of a nontoxic rigid polymer as connecting bar in external skeletal fixators. *Veterinary Surgery*. V.32, p.262-268, 2003.
- SULLIVAN, M. Cap. 10: Oral Trauma, p.115-129. In: CROSSLEY, D. A. & PENMAN, S. *Manual of Small Animal Dentistry*. Gloucestershire, UK British Small Animal Association, 1990.
- TAYLOR, R. A. Mandibular Fractures, p.890-894. In: BONE, D. L. & BOJRAB, M. J. *Current Techniques in Small Animal Surgery*. 3^a ed., Lea & Febiger, Malvern, 1990.
- TURNER, T. M. & SHIRES, P. K. Cap. 7: Fractures of the Skull, Mandible, Spine, and Ribs, p.171-193. In: OLMSTEAD, M. L. *Small Animal Orthopedics*. Mosby, Baltimore, 1995.

- WATERS et al. Treatment of common forelimb fractures in miniature- and toy-breed dogs. *J Am Anim Hosp Assoc*, v.29, p.442-448, 1993.
- WEIGEL, J. P. Cap. 9: Trauma to Oral Structures, p.140-155. In: Harvey, C. E. *Veterinary Dentistry*. Saunders, Philadelphia, 1985.
- WEIGEL, J. P., DORN, A. S., CHASE, D. C., JAFREY, B. The use of the biphasic external fixation splint for repair of canine mandibular fractures. *Journal American Animal Hospital Association*, n.17, p.550, 1981.
- WILLER, R. L.; EGGER, E. L. & HISTAND, M. B. A comparison of stainless steel versus acrylic for the connecting bar of external skeletal fixators. *Journal American Animal Hospital Association*, v.27, sept/oct, p.541, 1991.
- WELLS, K. L.; PARDO, A. D.; PARROTT, M. B.; WASSERMANN, J. F. A comparison of the mechanical properties of two external fixators designs for transarticular stabilization of the canine hock. *Veterinary and comparative orthopedics traumatology*. V.10, p.54-59, 1997.
- WIGGS, R. B. & LOBPRISE, H. B. Cap. 10: Oral Fracture Repair, p.259-279. *Veterinary Dentistry – Principles & Practice*. Lippincott, 1997.