

**UFRRJ**

**INSTITUTO DE VETERINÁRIA**

**CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
MEDICINA VETERINÁRIA**

**CIÊNCIAS CLÍNICAS**

**DISSERTAÇÃO**

**Avaliação das propriedades mecânicas de diferentes  
modelos de fixadores esqueléticos externos tipo Ib de  
baixo custo**

**Vinícius Villas Bôas de Brito**

**2008**



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

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE  
DIFERENTES MODELOS DE FIXADORES ESQUELÉTICOS  
EXTERNOS TIPO IB DE BAIXO CUSTO**

**VINÍCIUS VILLAS BÔAS DE BRITO**

*Sob a Orientação do Professor*  
**Paulo Oldemar Scherer**

*e Co-orientação*  
**Marta Fernanda Albuquerque da Silva**

Dissertação submetida como requisito parcial para obtenção do grau de **Magister Science em Medicina Veterinária**, no curso de pós-graduação em Medicina Veterinária, área de concentração em Ciências Clínicas.

Seropédica, RJ  
Agosto de 2008

636.089715

B862a

T

Brito, Vinícius Villas Boas de, 1983-  
Avaliação mecânica de compressão axial  
em diferentes modelos de baixo custo de  
fixadores esqueléticos externos tipo IB /  
Vinícius Villas Boas de Brito - 2008.  
61f. : il.

Orientador: Paulo Oldemar Scherer.  
Dissertação (mestrado) - Universidade  
Federal Rural do Rio de Janeiro, Curso de  
Pós-Graduação em Medicina Veterinária.  
Bibliografia: f. 58-61

1. Fraturas - Fixação externa - Teses.  
2. Ortopedia veterinária - Teses. 3.  
Resinas acrílicas - Teses. 4. Biomecânica  
- Teses. 5. Fraturas em animais - Teses.  
Scherer, Paulo Oldemar, 1959-. II.  
Universidade Federal Rural do Rio de  
Janeiro. Curso de Pós-Graduação em  
Medicina Veterinária. III. Título.

Bibliotecário: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

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

VINÍCIUS VILLAS BÔAS DE BRITO

Dissertação submetida como requisito parcial para obtenção do grau de **Magister Science em Medicina Veterinária**, no Curso de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, área de Concentração em Ciências Clínicas.

DISSERTAÇÃO (TESE) APROVADA EM    /    /

---

Paulo Oldemar Scherer (Ph.D.) UFRuralRJ  
(Orientador)

---

André Lacerda de Abreu Oliveira (Dsc.) UENF

---

Victor Jayme Roget Rodriguez Pita, (Dsc.) UFRJ

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, primeiramente, por ter me dado saúde, permitindo a constante busca dos meus objetivos.

Aos meus pais. A minha querida mãe pelo apoio incondicional, não somente nos meus objetivos profissionais e acadêmicos, mas também em qualquer situação. Ao meu pai pelo suporte irrestrito dado desde o meu nascimento. Muito obrigado.

A todos da minha família, que me apoiaram e entenderam os meus momentos de ausência durante todo esse período. As minhas irmãs, Flávia e Elaine, pelo suporte. Aos meus avôs, Naylor e Aldemira, e à Maria Lúcia pelo carinho e apoio apresentado.

A Camila de Oliveira Goulart, minha namorada, pela incondicionalidade do seu amor durante todos esses anos. A paciência em todas as situações difíceis, a compreensão nos momentos de dificuldade. Ninguém mais faria o mesmo por mim.

Ao professor Paulo Oldemar Scherer, pela oportunidade oferecida, e apesar de todos os problemas e dificuldades, se manteve sempre ao meu lado, me apoiando e fornecendo ensinamentos.

A professora Marta Fernanda, pelo suporte na co-orientação. Todos os ensinamentos passados, exemplo de profissional criterioso e cauteloso. Pelo apoio à continuidade na formação acadêmica e por me ensinar o que é pesquisa, além de como fazê-la.

A professora Rosana Botelho, pelo verdadeiro apoio psicológico nos momentos de grande dificuldade. Também pela imensurável oportunidade de iniciação no ensino, desde os meus momentos de monitor, sendo o pontapé inicial pela minha escolha na área acadêmica e de pesquisa.

Ao professor André Lacerda, por todos os ensinamentos passados e principalmente pela oportunidade na área profissional, permitindo-me exercer a função que gosto.

Ao professor Victor Jayme Pitta, pela oportunidade de realizar os ensaios no laboratório do Instituto de Macromoléculas Eloisa Mano da UFRJ. Mesmo sem grande contato nos

forneceu apoio irrestrito, demonstrando como se deve comportar um verdadeiro pesquisador, em prol da ciência.

Ao professor Edgard Salomão Júnior. Exemplo de profissional Médico Veterinário. Exemplo de professor. E principalmente um grande amigo. Pela oportunidade junto à docência e à prática da Medicina Veterinária em uma instituição de ensino.

A professora Carmen Helena Vasconcellos. Pelo suporte desde o meu tempo de estagiário, dando apoio durante o início da vida profissional e oferecendo oportunidades ímpares.

Ao amigo Médico Veterinário Júlio César de Oliveira Cruz pelos inúmeros ensinamentos, tendo sido o meu primeiro e mais importante contato com a prática da Medicina Veterinária, principalmente com a área de ortopedia.

A todos os meus amigos. Em especial a Rodrigo Mencialha, que sempre esteve ao meu lado durante todo esse tempo de graduação e pós-graduação, além das épocas de estágios intermináveis e agora na prática profissional. Ao amigo Victor Figueiredo, exemplo de paciência. Todos esses sete anos, com os momentos de alegria e de infortúnio, foram excelentes na nossa querida Rural. Obrigado também a Antony Moreira Junior, pelo exemplo e apoio desde a escolha da carreira, me ensinando que é possível “curtir” e ser responsável.

## RESUMO

VILLAS BÔAS, Vinícius. **Avaliação das propriedades mecânicas de diferentes modelos de fixadores esqueléticos externos tipo Ib de baixo custo.** Seropédica: UFRRJ, 2008. 61 p. (Dissertação, Mestrado em Medicina Veterinária, Ciências Clínicas).

Foram submetidos à avaliação mecânica de compressão axial seis diferentes conformações de fixadores esqueléticos externos de baixo custo para aplicação em ortopedia veterinária. Os aparelhos se diferenciavam em dois modelos, um com barras de conexão de madeira (*Pinnus ellioti*) e outro com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável. Foram utilizados tubos de policloreto de vinila (PVC) para simular os fragmentos ósseos. Cada modelo possuía aparelhos montados na configuração tipo Ib, com oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento), 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento) e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). Os corpos de prova foram submetidos à força de compressão axial pela máquina de ensaio universal, modelo 4204, Instron, a velocidade de dois cm/min. Sendo mensurados a rigidez, carga máxima de segurança e o ponto de escoamento. De acordo com os resultados, a rigidez aumenta de forma diretamente proporcional ao incremento no número de pinos de inserção; não é observada diferença significativa entre os dois tipos de barras de conexão. Porém o valor de força necessária para causar um deslocamento de um milímetro no foco de fratura (carga máxima de segurança) é mais elevado nos aparelhos com barras de conexão de madeira; esse valor aumenta também com o incremento do número de pinos de inserção, excetuando-se quando se compara aparelhos com 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento) e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). Já os valores da força necessária para causar uma deformação permanente nos aparelhos (ponto de escoamento) não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

**Palavras chave:** Fixador externo, madeira, resina acrílica autopolimerizável

## ABSTRACT

VILLAS BÔAS, VINICIUS. **Evaluation of mechanical properties of different models of low cost external skeletal fixators type Ib.** Seropédica: UFRRJ, 2008. 61 p. (Dissertation, Master Science in Medicine Veterinary, Clinical Sciences).

Six different frames of low cost external skeletal fixators used in veterinary orthopedics were submitted to mechanical evaluation of the axial compression. The apparatuses were separated in two different models, one with wooden connection bars (*Pinnus ellioti*) and another with PMMA (polymethylmethacrylate) connection bars. Tubes of polyvinyl chloride (PVC) were used to simulate the bone model. Each model were represented by frames elaborated in typo Ib configuration, with eight insertion pins (four per fragment/ two per connection bar in each fragment), 12 insertion pins (six per fragment/ three per connections in each fragment) and 16 insertion pins (eight per fragment/ four per connection bar in each fragment). We have employed a universal essay machine, model 4204, Instron, at a two cm/min speed to submit the models to axial compression force tests and thus calculate their stiffness, safety load and yield point. Within the results, stiffness increase with a higher number of insertion pins; significant difference between the two models of connection bars is not detected. Otherwise the strength necessary to promote a one millimeter displacement at the fracture gap (safety load) is higher at the wooden connection bars apparatuses; this value also increases if the number of fixation pins is elevated, except if we compare frames with 12 insertion pins (six per fragment/ three per connections in each fragment) and 16 insertion pins (eight per fragment/ four per connection bar in each fragment). The strength necessary to promote a permanent deformation at the apparatuses (yield point) do not show significant statistic difference.

**Key words:** external skeletal fixators, wood, acrylic resin



## ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1** – Exemplos de pinos de fixação utilizados na confecção de fixadores esqueléticos externos. *Fonte: Arquivo pessoal.* 3
- Figura 2** – A) Barras de conexão de aço inoxidável de diferentes diâmetros utilizadas na confecção de fixadores esqueléticos externos. B) Aparelho de fixação esquelética externa confeccionado com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável. *Fonte: Arquivo pessoal.* 4
- Figura 3** – Aparelho de fixação esquelética externa confeccionado com barras de conexão de madeira (*Pinnus ellioti*) utilizado para fixação de fraturas mandibulares em cão. *Fonte: Botelho et al. (2001).* 6
- Figura 4** – Grampos utilizados na confecção de fixadores esqueléticos externos. *Fonte: Arquivo pessoal.* 7
- Figura 5** – Classificação dos diferentes tipos de fixadores esqueléticos externos lineares. Tipo Ia – unilateral-uniplanar; tipo Ib – unilateral-biplanar; tipo II – bilateral-uniplanar; tipo III – bilateral-biplanar; conectado. *Fonte: Hulse & Johnson, 2002.* 8
- Figura 6** – Fixadores esqueléticos externos circulares aplicados na osteossíntese de fraturas de rádio e ulna em cães. *Fonte: Rahal et al., 2002.* 9
- Figura 7-** Curva padrão de carga *versus* deslocamento e seus parâmetros (ponto de escoamento, rigidez, carga máxima de segurança e carga de ruptura. (WILLER et al., 1991) 13
- Figura 8** – A) Foto demonstrando a inserção dos pinos de inserção nos tubos de policloreto de vinila (PVC), respeitando angulação de 90°. B) Esquema da montagem. Valor expresso em centímetros. 18

- Figura 9** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e oito pinos de inserção quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 20
- Figura 10** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 21
- Figura 11** – Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 22
- Figura 12** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 23
- Figura 13** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 24
- Figura 14** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros. 25
- Figura 15** – Máquina de teste mecânico Instron modelo 4204, utilizada para promover compressão axial durante os ensaios. 26

**Figura 16** – Gráfico representando a curva de carga (N) *versus* deslocamento (mm) durante o ensaio de compressão axial dos corpos de prova pertencentes aos seis grupos estudados. A) Grupo A; B) Grupo B; C) Grupo C; D) Grupo D; E) Grupo E; F) Grupo F. CP = Corpo de Prova; N = Newton; mm = milímetro. 30

**Figura 17** – Valores do ponto de escoamento dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão. 33

**Figura 18** – Valores da carga máxima de segurança dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão. 36

**Figura 19** – Valores da rigidez dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão. 39

**Figura 20** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número quatro pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Angulação dos pinos de inserção, C) Contato dos fragmentos, determinando o término do ensaio. 45

**Figura 21** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número três pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Angulação dos pinos de inserção, C) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 46

**Figura 22** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número dois pertencente ao grupo B (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 46

**Figura 23** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número quatro pertencente ao grupo D (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 47

**Figura 24** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número cinco pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 47

**Figura 25** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número 4 pertencente ao grupo E (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 48

**Figura 26** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número dois pertencente ao grupo F (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho. 48

**Figura 27** – A) Pontos de encurvamento dos pinos de inserção junto à interface com cano de PVC no corpo de prova número dois do grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Pontos de deslizamento dos pinos de inserção junto à interface com as barras de madeira no corpo de prova número dois do mesmo grupo.

49

**Figura 28** – A) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número um do grupo F (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número três do grupo D (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). C) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número cinco do grupo D.

50

## ÍNDICE DE TABELAS

- Tabela 1:** Diâmetro das barras de conexão em resina acrílica autopolimerizável necessário para conferir a mesma resistência que barras de aço inoxidável com seus referidos diâmetros. SHAHAR (2000). 5
- Tabela 2:** Valores do ponto de escoamento dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton (N). 31
- Tabela 3:** Avaliação estatística do ponto de escoamento correlacionando os valores médios obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. 32
- Tabela 4:** Valores da carga máxima de segurança dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton (N). 34
- Tabela 5:** Avaliação estatística da carga máxima de segurança correlacionando os valores médios obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. 35
- Tabela 6:** Valores da rigidez dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton/milímetro (N/mm). 37
- Tabela 7:** Avaliação estatística da rigidez correlacionando os valores médios obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. 38

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	01
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	02
2.1 Componentes de um Fixador Externo.....	03
2.1.1 Pinos de fixação.....	03
2.1.2 Barras de conexão.....	04
2.1.3 Grampos.....	07
2.2 Classificação da Configuração das Armações.....	07
2.2.1 Fixador externo modular ou simples.....	07
2.2.2 Fixador Externo Anelar.....	09
2.3 Princípios da Aplicação dos Fixadores Externos.....	09
2.3.1 Inserção dos pinos.....	09
2.3.2 Barra de conexão.....	11
2.4 Avaliações mecânicas.....	11
2.4.1 Rigidez.....	13
2.4.2 Ponto de escoamento.....	14
2.4.3 Carga máxima de segurança.....	14
2.5 Modelos Experimentais Propostos.....	15
2.5.1 Modelos de osso.....	15
2.5.1.1 modelos de osso real.....	15
2.5.1.2 modelos de madeira.....	15
2.5.1.3 modelos de resina acrílica.....	16
2.5.1.4 modelos de PVC.....	16
2.5.2 Modelos de falha óssea.....	16
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	18
3.1 Modelo Experimental.....	18
3.2 Avaliação Mecânica.....	26
3.3 Avaliação Estatística.....	27
<b>4 RESULTADOS</b> .....	28
4.1 Montagem dos Aparelhos.....	28
4.2 Quebra e Deformação dos Aparelhos.....	28
4.3 Curva Carga <i>versus</i> Deslocamento.....	29
4.4 Ponto de Escoamento.....	31
4.5 Carga Máxima de Segurança.....	34
4.6 Rigidez.....	37
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	40
5.1 Modelo Experimental.....	40
5.2 Componentes dos Aparelhos.....	40
5.2.1 Pinos de inserção.....	40
5.2.2 Barras de conexão.....	42
5.2.3 Distância entre fragmentos.....	43
5.3 Processo de Montagem dos Aparelhos.....	43
5.4 Deformação e Ponto de Quebra dos Aparelhos.....	44
5.5 Modelo de Forças Estudado.....	51
5.6 Ponto de Escoamento.....	51
5.7 Carga Máxima de Segurança.....	52
5.8 Rigidez.....	54
5.9 Custos.....	55
5.10 Considerações Finais.....	56
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	57
<b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	58

## 1 INTRODUÇÃO

O uso de fixação esquelética externa já se tornou uma realidade dentro da prática ortopédica na Medicina Veterinária. Por si só, tal evento já configura enorme avanço, visto que há poucos anos o arsenal de técnicas para o tratamento de fraturas em pequenos animais era extremamente limitado. Mas, por conta desses grandes avanços aumentam também as exigências, além da necessidade de atingir-se a população de baixa renda, já que tais técnicas muitas vezes possuem valores acima do compatível para essa faixa da população.

Normalmente os ossos longos de pequenos animais sofrem forças fisiológicas, incapazes de promover fraturas em ambientes normais. Porém tais forças (compressão axial, tensão axial, flexão e torção), em situações de fratura prévia e quando é lançado mão de técnicas de redução e estabilização, podem promover movimentos nocivos à regeneração óssea adequada.

A fixação esquelética externa e a utilização de placas e parafusos ósseos são os métodos que conseguem neutralizar as forças mecânicas com maior efetividade. Mais recentemente pode-se citar a utilização de hastas bloqueadas agindo de forma bastante satisfatória em situações de fraturas complexas e instáveis. Porém tais métodos são muito dispendiosos, ficando a sua aplicação relativamente restrita.

A necessidade de desenvolver novas técnicas que possibilitam a aplicação desses princípios junto à população de baixa renda é uma busca constante dentro da Medicina Veterinária.

Os fixadores externos são comumente testados a partir de testes mecânicos, sendo submetidos às forças de compressão axial, torção, flexão antero-posterior e flexão lateral. Conforme descrito por muitos autores, destas, a força de compressão axial é a mais importante, já que é a carga mais presente no foco de fratura durante a ação muscular.

O presente trabalho tem por objetivo realizar avaliações mecânicas de compressão axial em diferentes modelos de baixo custo de fixadores esqueléticos externos tipo Ib, bem como o comportamento de seus componentes quando submetidos a essa avaliação. Além de avaliar os custos necessários para a confecção de tais aparelhos.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Há muito empregada na ortopedia humana, a fixação esquelética externa já adquiriu o seu espaço e reconhecimento dentre os médicos veterinários clínicos e cirurgiões. Seja pela utilização de aparelhos e montagens oriundos de métodos empregados em seres humanos, seja pela adaptação e advento de novos métodos e materiais.

Entende-se fixação esquelética externa como um modo de estabilização de fraturas ou articulações por meio de pinos de fixação percutânea que penetram nas corticais ósseas internamente, e são conectados externamente de modo a formar uma estrutura externa. Esta estrutura proporciona a fixação estável dos fragmentos ósseos, com mínima lesão adicional aos tecidos moles e à vasculatura óssea (EGGER, 1998).

Existem diversas indicações para o uso clínico de fixadores esqueléticos externos, sendo as principais: como meio auxiliar para outra fixação interna, fraturas simples, fraturas cominutivas, fraturas expostas, fraturas infeccionadas, fraturas causadas por armas de fogo, fraturas mandibulares, não-uniões, estabilização transarticular e deformidades de crescimento (EGGER, 1998).

A fixação esquelética externa é de fácil uso, mas a cuidadosa obediência a vários princípios melhora os resultados e reduz complicações pós-operatórias (EGGER, 1998). Esse tipo de fixação tem utilidade no tratamento de fraturas reduzidas tanto por métodos abertos quanto fechados (BRINKER et al., 1999), sendo essa uma das vantagens mais importantes, gerando pouca lesão adicional à vasculatura e ao processo de consolidação (EGGER, 1998).

Outras vantagens características da fixação esquelética externa são: minimização da abordagem caso aplicada em conjunto com métodos abertos, pinos de fixação que geralmente podem ser inseridos a uma certa distância de uma ferida aberta, fácil acesso para curativo de feridas abertas, compatibilidade para uso em conjunto com outras técnicas de fixação interna, boa tolerância para cães e gatos e fácil remoção são (BRINKER et al., 1999). Outros fatores considerados como qualidades importantes em um fixador externo são a simplicidade de aplicação e montagem, possibilidade de se alterar a rigidez durante o tratamento e de permitir precoce mobilização do paciente.

## 2.1 Componentes de um Fixador Externo

Os fixadores mais simples consistem de pinos de fixação relativamente rígidos, barras de conexão longitudinais e braçadeiras de conexão (EGGER, 1998). O dispositivo de fixação esquelética externa mais comumente utilizado na ortopedia veterinária é fabricado pela “Kirschner Medical Company”, sendo encontrado em três tamanhos distintos aplicáveis em pequenos animais. (EGGER, 1998).

### 2.1.1 Pinos de fixação

Esses pinos são implantes fabricados em aço inoxidável que precisam penetrar tanto na primeira quanto na segunda cortical óssea (MEARS & BEHRENS, 1983; BRINKER et al., 1999) (Figura 1). Os pinos de fixação que passam através de um dos lados do membro e de ambas as corticais são denominados meios-pinos. Já os que passam através de ambos os lados do membro e do osso são denominados pinos completos (EGGER, 1998).

Estes pinos são encontrados lisos, parcialmente ou totalmente rosqueados. No entanto Fossum et al. (2002), consideram que estes últimos são raramente utilizados devido a sua tendência à quebra. Os pinos parcialmente rosqueados podem ser rosqueados tanto na porção distal quanto na intermediária. Quando a rosca é feita a partir do diâmetro do pino, ou seja, produzida a partir do desgaste da superfície do pino, é chamada de rosca negativa, portanto o sulco da rosca será de calibre inferior ao do pino e o diâmetro externo da rosca igual ao do corpo do pino. Outro tipo de rosca é obtido quando é depositado material sobre a superfície do pino, fazendo com que a rosca seja elevada em relação ao diâmetro do mesmo, sendo essa chamada de rosca de perfil positivo (MEARS & BEHRENS, 1983).



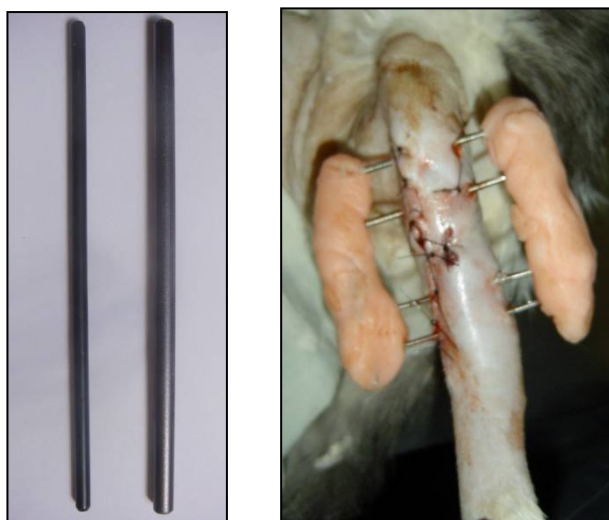
**Figura 1** – Exemplos de pinos de fixação utilizados na confecção de fixadores esqueléticos externos.

*Fonte: Arquivo pessoal.*

### 2.1.2 Barras de conexão

A barra ou haste de conexão funciona na união dos feixes de pinos de fixação anexados aos fragmentos ósseos, resultando na construção de armação óssea que fornece suficiente estabilidade para permitir que o osso cicatrize enquanto mantém-se o uso funcional do membro (BRINKER et al., 1999).

Na sua maioria, as barras de conexão são confeccionadas em aço inoxidável, com diâmetros variando entre 1/8 e 1/4 de polegada (3,2 e 6,5 mm)(Figura 2A). Muitas vezes podem-se utilizar materiais acrílicos para a confecção de barras de conexão, sendo este método aplicável a ossos como mandíbula e maxila, onde pode ser difícil colocar todos os pinos de fixação no mesmo plano, além de ser especialmente vantajoso em ossos longos de animais de raças “Toy” e miniatura e em aplicações trans-articulares do carpo e tarso. (BRINKER et al., 1999)(Figura 2B).



**Figura 2** – A) Barras de conexão de aço inoxidável de diferentes diâmetros utilizadas na confecção de fixadores esqueléticos externos. B) Aparelho de fixação esquelética externa confeccionado com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável. *Fonte: Arquivo pessoal.*

Diversos autores citam que o uso da barra de acrílico diminui consideravelmente o custo, por eliminar a necessidade de grampos fixadores, além de requerer técnica de aplicação mais simples e permitir o uso de pinos de inserção de diferentes diâmetros. (WELLS et al., 1997; SHAHAR, 2000). Outros estudos concluem que o sistema das barras de conexão de acrílico confere maior ou igual resistência em comparação aos modelos fabricados em aço inoxidável. (Willer et al. 1991).

Goh et al. (1997) propõem um novo aparelho de fixação esquelética externa de aço inoxidável com custo inferior, baseado na preocupação em reduzir custos dos dispositivos médicos, principalmente em países pobres.

Tradicionalmente a barra de conexão vem sendo utilizada apenas como haste reta, porém existem muitas ocasiões quando é útil curvar a barra (BRINKER et al., 1999). Com o objetivo de angular e moldar barras acrílicas Wells et al. (1997) preencheram com resina ainda na forma líquida tubos de circuitos anestésicos com diâmetro de 1,8 cm. Brinker et al. (1999) indicam o uso de outros tubos de paredes finas e flexíveis para a confecção dessas barras, além de utilizar uma mistura de três partes do pó dentário em uma parte do líquido, tendo o cuidado de se evitar a formação de bolhas de ar na mistura.

Shahar (2000) realizou testes com o intuito de avaliar e comparar a resistência de barras de conexão produzidas em aço inoxidável e barras confeccionadas com resina acrílica, podendo concluir os seguintes dados em relação à equivalência de resistência e o diâmetro necessário para tal nos diferentes tipos de material:

Tabela 1: Diâmetro das barras de conexão em resina acrílica autopolimerizável necessário para conferir a mesma resistência que barras de aço inoxidável com seus referidos diâmetros. SHAHAR (2000).

	<b>RESINA ACRÍLICA</b>	<b>AÇO INOXIDÁVEL</b>
<b>GATOS E CÃES DE PEQUENO PORTE</b>	9,53 mm	3,2 mm
<b>CÃES DE MÉDIO A GRANDE PORTE</b>	15,9 mm	4,8 mm
<b>CÃES DE RAÇAS GIGANTES</b>	31,75 mm	11,1 mm

Nesse mesmo estudo concluíram que a elaboração de uma grande coluna de acrílico é tecnicamente difícil, pois aumenta o risco de formação não homogênea da coluna através da entrada de ar durante a polimerização. (MARTINEZ et al., 1997).

Para evitar a utilização de barras com a presença de bolhas de ar em seu interior, Stork et al. (2003) realizaram avaliações radiográficas das barras de conexão confeccionadas com resina acrílica. Barras com bolhas maiores do que dois milímetros eram descartadas.

Outros polímeros têm sido utilizados para a confecção de barras de conexão. Roe et al. (1997) utilizaram massa de epoxy, relatando este como um material adequado para a confecção dessas barras, pois possui maior rigidez e promovem boa adesão dos pinos à barra, além de considerá-lo mais apropriado para o manuseio pois não possui uma fase líquida como o metacrilato. Outro polímero rígido teve suas características estudadas por Stork et al. (2003), tendo a vantagem de não ser tóxico como o metacrilato de metila.

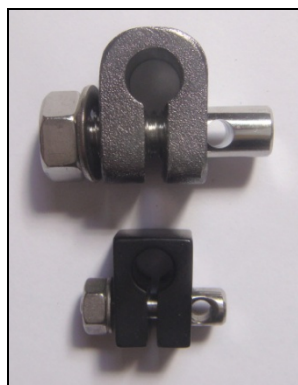
Outros autores substituíram a barra de aço inoxidável por duas ou mais barras paralelas de madeira na confecção de aparelhos de fixação esquelética externa utilizados para estabilizar fraturas em apêndices locomotores de cães (SEVIC et al., 1998; COUTINHO et al., 1999). Com base no modelo proposto por Sasic et al. (1998), Botelho et al. (2001) realizaram estudo experimental, utilizando a madeira *Pinnus elliot* na confecção de aparelhos de fixação externa para redução e fixação de fraturas mandibulares (Figura 3). Esse aparelho permite ajuste tridimensional no realinhamento da fratura e sua remoção pelo simples afrouxamento das porcas e parafusos externos, sem risco de provocar fratura iatrogênica do osso em fase de cicatrização.



**Figura 3** – Aparelho de fixação esquelética externa confeccionado com barras de conexão de madeira (*Pinnus ellioti*) utilizado para fixação de fraturas mandibulares em cão. Fonte: Botelho et al. (2001).

### 2.1.3 Grampos

Também chamados braçadeiras de conexão ou presilhas, são responsáveis por firmar os pinos de fixação e as barras de conexão e são rotacionáveis em dois eixos: o dos pinos de fixação e o do rosqueamento (BRINKER et al., 1999)(Figura 4).



**Figura 4** – Grampos utilizados na confecção de fixadores esqueléticos externos. *Fonte: Arquivo pessoal.*

Podem ser grampos simples, múltiplos ou duplos. Os simples ligam o pino percutâneo à barra de conexão, já os múltiplos ligam vários pinos à barra. Por sua vez a braçadeira de conexão dupla é capaz de fixar duas barras de conexão entre si (EGGER, 1992).

Outra opção para a fixação das barras de fixação, quando se utiliza o modelo de barra de madeira, seria a utilização de parafusos, porcas e arruelas de aço inoxidável AISI 304 para comprimir as barras de madeira aos pinos de inserção (SESIC et al., 1998; COUTINHO et al., 1999 ; BOTELHO et al., 2001).

## 2.2 Classificação da Configuração das Armações

Os fixadores esqueléticos externos podem ser classificados em simples, modulares ou circulares.

### 2.2.1 Fixador externo modular ou simples

Tem havido muita confusão em medicina veterinária sobre a denominação de várias configurações de fixador externo. Recentemente muitos esforços têm sido feitos para adotar um sistema de classificação descritivo que identifique os planos ocupados pela estrutura e o número de lados do membro do qual se projeta (FOSSUM, 2002).

Partindo desse princípio sistema as estruturas comuns podem ser: Unilateral-uniplanar (Tipo Ia), Unilateral-biplanar (Tipo Ib), Bilateral-uniplanar (Tipo II) e Bilateral-biplanar (Tipo III) (Figura 5).



**Figura 5** – Classificação dos diferentes tipos de fixadores esqueléticos externos lineares. Tipo Ia – unilateral-uniplanar; tipo Ib – unilateral-biplanar; tipo II – bilateral-uniplanar; tipo III – bilateral-biplanar; conectado. *Fonte: Fossum, 2002.*

### 2.2.2 Fixador externo anelar

Ao contrário de outras armações que dependem de pinos de fixação rígidos para estabilidade na interface dos pinos ósseos, o fixador anelar elaborado por Ilizarov utiliza fios de Kirschner flexíveis de pequeno diâmetro ao invés de pinos de inserção. A rigidez do sistema é criada colocando os fios sob tensão à medida que eles são anexados aos anéis. Sua principal aplicação na veterinária é na osteotomia corretiva para deformidades angulares do comprimento do membro e estabilização de fraturas próximas a superfície articular sem temer a criação de fraturas iatrogênicas (EGGER, 1998; BRINKER et al., 1999) (Figura 6).



**Figura 6** – Fixadores esqueléticos externos circulares aplicados na osteossíntese de fraturas de rádio e ulna em cães. *Fonte: Rahal et al., 2002.*

## 2.3 Princípios da Aplicação dos Fixadores Externos

### 2.3.1 Inserção dos pinos

Seguindo-se os princípios de Egger (1998) e Brinker et al. (1999) deve-se, para um alinhamento adequado dos pinos de inserção, antes da colocação destes, reduzir a fratura. Pequenas incisões devem ser feitas na pele para facilitar a passagem dos pinos, sendo que se deve evitar a passagem dos mesmos em regiões que possuam grande massa muscular ou outros tecidos moles.



Não sendo possível realizar a redução fechada, será necessário lançar mão da abertura do foco de fratura. Quando tal técnica for utilizada, recomenda-se não passar os pinos através da incisão realizada, posicionando-os paralelamente à incisão. Não havendo alternativa, evita-se ao máximo a distorção da musculatura adjacente, realizando-se incisões liberadoras na pele, permitindo o seu retorno a posição normal (BRINKER et al., 1999).

Os pinos devem respeitar um diâmetro de cerca de 20% do diâmetro ósseo, podendo chegar a um máximo de 25%. Quando ultrapassado este valor a possibilidade de ocorrência de fraturas iatrogênicas no local de inserção dos pinos se torna grande (EGGER, 1992; FOSSUM et al., 2002; BRINKER et al., 1999).

Os pinos rosqueados oferecem melhor aderência ao osso, entretanto esses pinos têm tendência a quebrar na união entre as porções lisa e rosqueada, principalmente os pinos com rosca negativa (EGGER, 1998). Os pinos lisos devem ser inseridos num ângulo de 70° ao eixo longitudinal do osso, conferindo maior resistência ao aparelho. Os pinos com roscas positivas podem ser inseridos transversalmente ao osso (BRINKER et al., 1999). Pinos simples devem ser inseridos até ultrapassarem a cortical oposta (EGGER, 1998)

O uso de perfuratrizes elétricas de baixa rotação é defendido por diversos autores, pois não resulta num aumento significativo da temperatura na interface pino/osso, o que poderia levar a um afrouxamento prematuro dos pinos (EGGER, 1998; BRINKER et al., 1999). Tal evento é descrito por McLaughlin (1993) como a causa de problema mais comum no pós-operatório e até de fracasso da fixação.

A máxima estabilidade na montagem de um aparelho de fixação externa é atingida pela inserção dos pinos próximos das extremidades proximais e distais dos fragmentos ósseos ao invés de se inserirem perto do local da fratura (BRINKER et al., 1999). O uso de no mínimo dois e no máximo quatro pinos por fragmento ósseo é defendido por diversos autores. O maior número de pinos por fragmento ósseo aumenta a rigidez do aparelho, entretanto mais de quatro pinos pode levar a sobrecarga, levando a microfraturas e reabsorção óssea (EGGER, 1998; BRINKER et al., 1999).

### **2.3.2 Barra de conexão**

Brinker et al. (1999) ressalta que a distância apropriada entre a barra de conexão e a pele varia com o porte do animal e tumefação pós-cirúrgica prevista. A distância geralmente segue um padrão de dez a 13 mm. Dessa maneira a formação de calo ósseo não é prejudicada e não ocorre o risco da barra de conexão tocar a pele (EGGER, 1998).

No caso da utilização da barra acrílica pode-se escolher entre aplicar a resina no estado líquido ou no estado moldável. O estágio líquido é a primeira fase da reação após a mistura do monômero líquido com o pó de metacrilato de metila, durando cerca de dois a três minutos. Sendo seguido pelo estágio moldável, que corresponde a uma massa firme e moldável, levando de quatro a cinco minutos. Passando por fim a um estágio de massa muito forte, que ocorre dentro de sete a dez minutos após a mistura inicial. Ocorre considerável reação exotérmica de calor pela reação de polimerização dos últimos dois a três minutos do ciclo de secagem, mas isto parece não representar problema real no tocante a termonecrose (BRINKER et al., 1999).

Para aplicação do estado líquido recomenda-se após misturar o monômero líquido ao pó de metacrilato de metila mexer levemente a mistura, sem realizar movimentos bruscos para evitar a formação de bolhas de ar. Logo após a mistura se tornar homogênea ela é despejada no interior de tubos de parede fina flexível (BRINKER et al., 1999).

A aplicação no estado moldável se dá quando é aguardado a mistura chegar a esse estágio, tornando-se firme e não se fixando mais na luva cirúrgica quando manuseada. Sendo manipulada com a palma da mão para formar a haste de diâmetro desejado (BRINKER et al., 1999).

### **2.4 Avaliações Mecânicas**

As propriedades mecânicas compreendem a totalidade das propriedades que determinam a resposta dos materiais às influências mecânicas externas; são manifestadas pela capacidade desses materiais desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis, e resistirem à fratura (MANO, 1991).

Comumente as forças fisiológicas não são capazes de exceder a resistência limite do osso, não produzindo fraturas ósseas (HULSE & HYMAN, 1998).

A compressão axial é a força fisiológica mais importante do foco de fratura, gerando em alguns momentos, dependendo da concentração excêntrica ou concêntrica, forças de flexão e torção (McPHERRON et al., 1992).

Dois modelos de aparelhos de fixação esquelética externa foram analisados por Wells et al. (1997). Foi estabilizada a articulação do calcâneo com fixadores externos de acrílico e de aço inoxidável. A partir da análise do pico de força vertical dos membros pélvicos, foi possível definir que os aparelhos poderiam ser utilizados em pacientes de até 25 kg de peso corporal.

Em outro estudo onde se utilizou o pico vertical nos membros torácicos como parâmetro de avaliação, Stork et al. (2003) concluíram que um modelo de fixador esquelético externo construído com um rígido polímero pode sustentar até 65 kg.

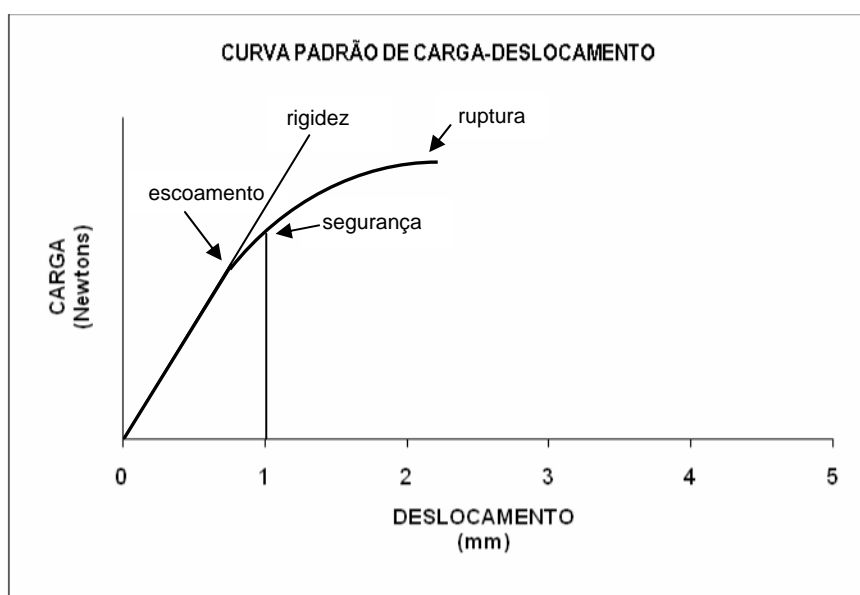
Rumph et al. (1994) realizaram estudo em plataforma de força. Submeteram 43 cães sadios aos testes e mensuraram as forças de reação do solo através do percentual do peso corporal. O tempo médio em estação dos membros anteriores foi de 0,278 segundos, já o dos membros posteriores foi de 0,261 segundos. No momento de avaliação da força vertical os apêndices torácicos apresentaram um pico de 107% do peso corpóreo com uma média de força em estação de 60,82%, já os pélvicos tiveram 65% de pico e 35% de média.

Egger (1983), Brinker et al. (1985), Willer et al. (1991), McPherron et al. (1992), Bouvy et al. (1993), Dewey et al. (1994), Metelman et al. (1996), Goh et al. (1997), Wells et al. (1997), Kraus et al. (1998), Shahar (2000), Norris et al. (2002) e Stork et al. (2003) realizaram testes mecânicos para avaliar a resistência de diferentes tipos de fixadores externos. Mano (1991) diz que as propriedades mecânicas dos materiais são avaliadas por meio de ensaios de resistência à tração, alongamento na ruptura, módulo de elasticidade, resistência à compressão, flexão, fadiga, impacto, dureza, resistência à fricção e resistência à abrasão.

Brinker et al. (1985), Wells et al. (1997), Kraus et al. (1998) e Stork et al. (2003) aplicaram a força de compressão axial em suas análises. Dewey et al. (1994) submeteram os corpos de provas às forças compressão axial, flexão antero-posterior e flexão lateral, já Willer et al. (1991), Bouvy et al. (1993), Goh et al. (1997) e Shahar (2000), além dessas forças, submeteram os corpos de prova também à análise de torção. Metelman et al. (1996) submeteram à torção várias configurações de fios interfragmentares e um modelo de fixador externo tipo I. Chabra et al. (1997) analisaram em seus estudos as forças de compressão axial, tensão, flexão lateral, flexão antero-posterior e torção.

Os testes experimentais com modelos são importantes e efetivos para determinar o desempenho dos fixadores externos, entretanto possuem algumas desvantagens como alto custo, alto consumo de tempo e apenas conferir informações sobre a rigidez da fixação, ignorando a resistência isolada dos vários componentes do sistema (SHAHAR , 2000).

Willer et al. (1991) consideram a mensuração da carga na ruptura, rigidez, ponto de escoamento e carga máxima de segurança como importantes na avaliação, por possuírem uma importante relevância clínica. A figura 7 foi utilizada por este autor para demonstrar os pontos destes valores quando os modelos são submetidos à compressão axial.



**Figura 7-** Curva padrão de carga *versus* deslocamento e seus parâmetros (ponto de escoamento, rigidez, carga máxima de segurança e carga de ruptura. (WILLER et al., 1991)

### 2.4.1 Rigidez

A rigidez dos aparelhos é calculada mensurando-se a inclinação da curva carga *versus* deslocamento, ou seja, dividindo-se a carga pelo deslocamento durante a fase elástica linear (WELLS et al., 1997). Para Willer et al. (1991) a rigidez é importante pois determina o quanto o aparelho resiste à deformação reversível (elástica). McPherron et al. (1992) e Metelman et al. (1996) em seus estudos de torção expressaram a rigidez em Nm/graus (Newton-metro/graus), enquanto que Brinker et al. (1985), McPherron et al. (1992), Wells et al. (1997), Stork et al. (2003) utilizaram N/mm (Newton/milímetro) para a mensuração da rigidez nas suas análises de compressão axial. A mesma unidade de medida foi preconizada também por Bouvy et

al. (1993) e Goh et al. (1997) nas análises de flexão antero-posterior e médio-lateral. A unidade N/m (Newton/metro) foi utilizada por Willer et al. (1991), Dewey et al. (1994) e Kraus et al. (1998) nos resultados de rigidez.

#### **2.4.2 Ponto de escoamento**

O ponto de escoamento determina a carga necessária para criar deformação permanente no fixador externo (WILLER et al., 1991). Metelman et al. (1996) relatam que, a partir desse ponto, o corpo de prova começa a sofrer deformação irreversível. Willer et al. (1991) ressaltam sua importância clínica, pois é nesse momento que ocorre um deslocamento da fratura prejudicando assim o processo de cicatrização. Para Brinker et al. (1985) a rigidez e o ponto de escoamento são importantes valores a serem calculados, pois a deformação plástica do fixador externo não é comumente observada em uma situação clínica. O Newton é a unidade de medida utilizada para expressar o ponto de escoamento (WILLER et al. 1991, McPHERRON et al. 1992, DEWEY et al. 1994).

#### **2.4.3 Carga máxima de segurança**

Para Willer et al. (1991), McPherron et al. (1992) e Metelman et al. (1996) é a carga observada quando ocorre um milímetro de deslocamento, expressa em N (Newton). Sua importância clínica está relacionada ao fato desse deslocamento ser prejudicial ao processo de cicatrização óssea. Shahar (2000) relatou que uma movimentação interfragmentária de 0,2 a 1,0 mm favorece a formação do osso novo. Para as análises de torção Metelman et al. (1996) citam o deslocamento de cinco graus como o momento para o cálculo da carga máxima de segurança.

## **2.5 MODELOS EXPERIMENTAIS PROPOSTOS**

### **2.5.1 Modelos de osso**

#### **2.5.1.1 modelos de osso real**

Bouvy et al. (1993) utilizaram 22 tíbias caninas que variavam de 22 a 24 cm de comprimento, coletadas de cães grandes com peso variando entre 28 a 32 kg. Nesse estudo seis tíbias foram utilizadas para determinar as propriedades da tíbia intacta enquanto as 16 restantes foram encharcadas em solução salina e congeladas a - 70°C até o dia das análises, quando então foram descongeladas a temperatura ambiente e mantidas úmidas com solução salina durante todo o teste. Para Brinker et al. (1985) o uso de tíbias caninas representa melhor a condição clínica, uma vez que a madeira é um material sólido e diferente do osso, o qual possui cortical e medular. Em seus estudos utilizaram tíbias de aproximadamente 19 cm coletadas de animais entre um e três anos de idade, que foram mantidas refrigeradas durante um a dois meses sob temperatura de dez graus negativos Fahrenheit. McPherron et al. (1992) utilizaram 15 fêmures de cães eutanasiados por motivos distintos do estudo; todo o tecido mole foi retirado e o osso armazenado à temperatura de -20°C e, no dia do teste, os ossos foram descongelados em toalhas úmidas com solução salina fisiológica. Wells et al. (1997) utilizaram em suas análises dez pares de membros posteriores de animais eutanasiados, que após a remoção de todo o tecido mole foram mantidos congelados à temperatura de -23°C durante um a dois meses. Estes autores relataram as complicações encontradas na montagem dos aparelhos, como as fraturas dos ossos do metatarso no momento de penetração dos pinos e o tamanho dos ossos limitarem o diâmetro dos pinos a serem utilizados.

#### **2.5.1.2 modelos de madeira**

Egger (1983), Willer et al. (1991), Dewey et al. (1994), Norris et al. (2002) e Stork et al. (2003) preconizaram o uso de madeira na confecção do modelo de osso. Egger (1983) utilizou dois tarugos de madeira com 1,9 cm de diâmetro e 10,16 cm de comprimento cada, Willer et al. (1991) realizaram os estudos com cilindros de 2,54 cm de diâmetro por 15,24 cm de comprimento enquanto Dewey et al. (1994) trabalharam com tarugos de 1,8 cm de diâmetro e dez cm de comprimento. Norris et al. (2002)

fizeram cinco modelos de osso utilizando em cada um as medidas de 25 mm de diâmetro e 8,4 cm de comprimento.

### **2.5.1.3 modelos de resina acrílica**

Chabra et al. (1997) utilizaram como modelo de osso 22 hastes de acrílico prensado medindo 2,54 cm de diâmetro e 15,24 cm de largura cada. Goh et al. (1997) simularam a tíbia de um ser humano com tubos de perspex medindo 30 mm de diâmetro e 430 mm de comprimento, a parede dos tubos tinha cinco mm de espessura. Os mesmos autores citam a dificuldade na padronização quando o osso de cadáver é utilizado, e afirmam que as propriedades mecânicas da madeira variam de acordo com a temperatura e umidade do ambiente. Kraus et al. (1998) não preconizaram o uso do modelo de osso em seus estudos, pois as cargas foram aplicadas sobre os pinos de inserção. Sua finalidade foi avaliar a adesão do pino a dois diferentes tipos de presilhas.

### **2.5.1.4 modelos de PVC**

Metelman et al. (1996) simularam o fêmur de um cão de aproximadamente 30 kg utilizando 2 tubos de policloreto de vinila (PVC) com 12,7 mm de diâmetro interno, 19,5 mm de diâmetro externo (espessura da parede 6,8mm) e 203 mm de comprimento cada. O uso do modelo de osso de PVC evita variações de resistência; entretanto, as desvantagens estão relacionadas à composição do material, que tem uma maneira diferente de quebrar quando comparado a modelo de osso anisotrópico, e também à diferença na sua rigidez quando comparado ao osso

## **2.5.2 Modelos de falha óssea**

Egger (1983) e Dewey et al. (1994) criaram uma falha de 5,0 cm entre os tarugos de madeira para simular uma fratura instável e cominutiva, enquanto que Willer et al. (1991), utilizando o mesmo modelo de osso e buscando os mesmos objetivos, preconizaram uma distância de 2,54 cm. Norris et al. (2002) e Stork et al. (2003) simularam uma linha de fratura de 25 mm entre os cilindros de madeira. Dewey et al. (1994) e Shahar (2000) justificaram a grande largura da linha de fratura como uma forma de evitar, durante a análise, o contato entre os fragmentos do modelo de osso, o

que causaria interferência nos resultados, permitindo assim que apenas a resistência do fixador externo fosse analisada. Brinker et al. (1985) realizaram osteotomia nas tíbias caninas criando uma linha de fratura de ½ polegada. Bouvy et al. (1993) trabalharam também em tíbias de cães com afastamento de 0,5 cm. Metelman et al. (1996) não utilizaram um grande afastamento entre os tubos de PVC, pois em seus estudos foram realizados apenas análises de torção. McPherron et al. (1992) e Chhabra et al. (1997), também representando uma linha de fratura altamente instável, produziram uma linha de fratura de dois centímetros. Goh et al. (1997) realizaram uma linha de fratura de dez milímetros nos modelos de osso estudados.



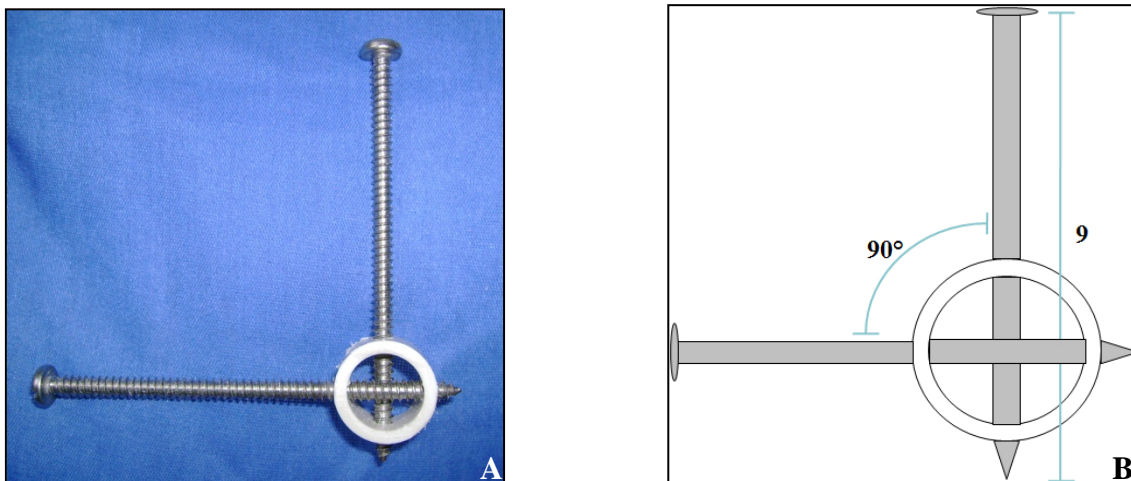
### 3 MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 Modelo Experimental

Para mimetizar um modelo experimental de osso, foi utilizado um protocolo semelhante ao utilizado por Metelman et al. (1996) e por Falcão (2004), no qual são utilizados tubos de policloreto de vinila, comercialmente conhecido como PVC<sup>1</sup>. Os tubos utilizados possuíam cada um dez centímetros de comprimento, 1,5 cm de diâmetro interno e 2,1 cm de diâmetro externo.

Cada unidade experimental (corpo de prova) era composta por dois tubos iguais ao descrito acima, sendo estes separados por uma falha de cinco centímetros, simulando uma fratura com seus dois fragmentos, o proximal e o distal.

A conformação utilizada na confecção do aparelho de fixação esquelética externa foi a unilateral-biplanar (Tipo Ib). Para tal foram utilizados parafusos compostos de aço inoxidável AISI 304 autoatarraxantes<sup>2</sup>, medindo cada um deles nove centímetros de comprimento e 4,8 mm de diâmetro, em todos os corpos de prova. Tais parafusos foram inseridos nos modelos de PVC com o auxílio de perfuratriz elétrica<sup>3</sup> com controle de rotação, após prévia perfuração com broca<sup>4</sup> (4,5 mm), em angulação de 90° (Figura 8).



**Figura 8** – A) Foto demonstrando a inserção dos pinos de inserção nos tubos de policloreto de vinila (PVC), respeitando angulação de 90°. B) Esquema da montagem. Valor expresso em centímetros.

<sup>1</sup> Tubos de PVC – Tigre.

<sup>2</sup> Parafusos de aço inoxidável AISI 304 – Olibrinox

<sup>3</sup> Perfuratriz Black & Decker KC 9099 7,2v

<sup>4</sup> Dormer 4,5 mm

Foram utilizados nos testes dois modelos de fixadores esqueléticos externos, sendo diferenciados apenas pelo tipo de barra de conexão.

O **modelo I** foi elaborado com parafusos de aço inoxidável AISI 304 autoatarraxantes exercendo a função de pinos de inserção e barras de conexão de madeira. Cada barra foi construída com duas hastes paralelas de madeira (*Pinnus ellioti*) medindo 1,5 cm de largura, 0,5 cm de espessura e 25 cm de comprimento.

Para a compressão dos pinos pelas duas barras foram atarraxados parafusos de 4,8 mm de diâmetro<sup>5</sup> (após a perfuração das barras com broca<sup>6</sup> de mesmo diâmetro) com porcas<sup>7</sup> e arruelas lisas<sup>8</sup>, todos fabricados em aço inoxidável AISI 304.

O aperto final destes parafusos foi realizado com auxílio de parafusadeira elétrica e sempre pelo mesmo operador e na mesma intensidade de torque, padronizando assim a intensidade do aperto.

A barra estabilizadora respeitou uma distância padrão de 4,5 cm do tubo de PVC em todos os corpos de prova.

O **modelo II** foi confeccionado com parafusos de aço inoxidável AISI 304 autoatarraxantes exercendo a função de pinos de inserção e barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável de poli (metacrilato de metila). Cada barra media 25 cm de comprimento e foi construída a partir da mistura de duas partes do pó de resina acrílica<sup>9</sup> para uma parte do monômero líquido<sup>9</sup>. Com o intuito de moldar e fornecer uniformidade às barras foram utilizados tubos corrugados de polipropileno cilíndricos, com 23 cm de comprimento e dois centímetros de diâmetro interno. Para evitar o extravasamento da mistura da resina ainda na forma líquida os tubos corrugados foram fechados com uma tampa utilizada em canos de PVC para construção, com diâmetro similar ao do tubo.

Tais tubos de polipropileno foram previamente perfurados com lâmina de bisturi, permitindo a inserção das “cabeças” dos parafusos. Ao redor dos parafusos foi utilizada fita crepe autoadesiva, para evitar o extravasamento da resina enquanto esta ainda estava no estágio líquido.

A barra estabilizadora respeitou a distância padrão de 4,5 cm do tubo de PVC em todos os corpos de prova.

---

<sup>5</sup> Parafuso 4,8 mm x 2,2 cm de aço inoxidável AISI 304 - Olibrinnox

<sup>6</sup> Dormer 4,8 mm

<sup>7</sup> Porca sextavada 4,8 mm de aço inoxidável AISI 304 - Olibrinnox

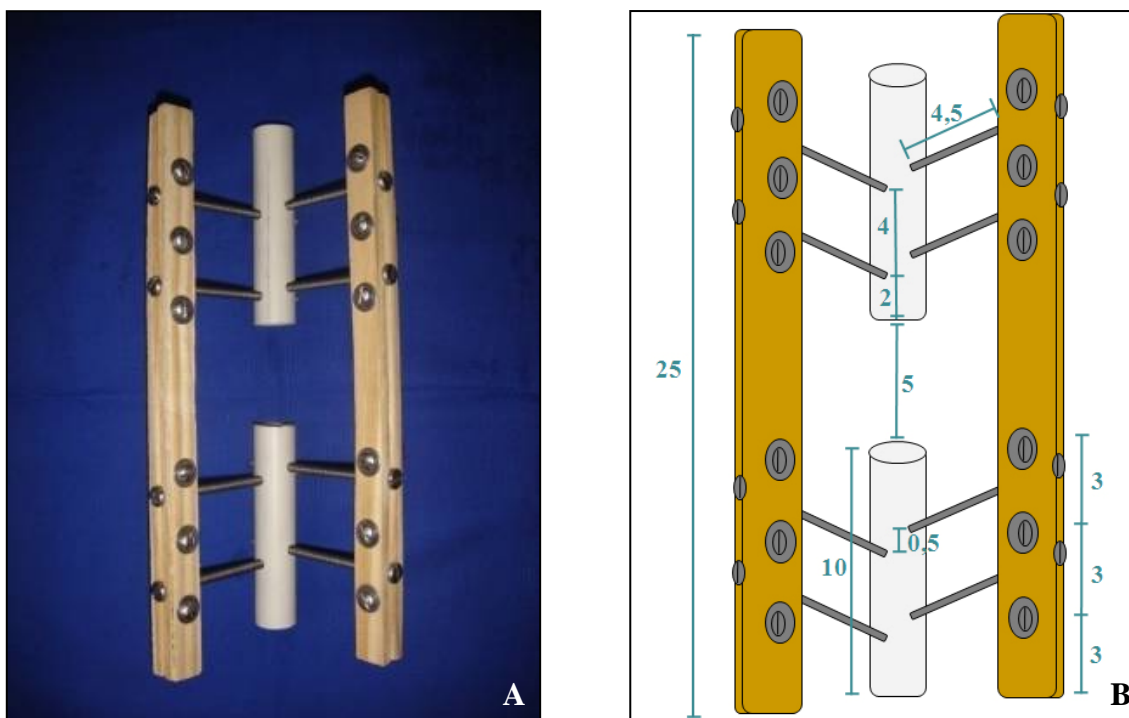
<sup>8</sup> Arruela lisa 4,8 mm de aço inoxidável AISI 304- Olibrinnox

<sup>9</sup> Acrílico Jet

Os modelos foram previamente montados com uma barra de madeira para manter os fragmentos na posição desejada, respeitando assim todas as medidas e conformações descritas. Tal barra era retirada após a resina atingir o estado rígido.

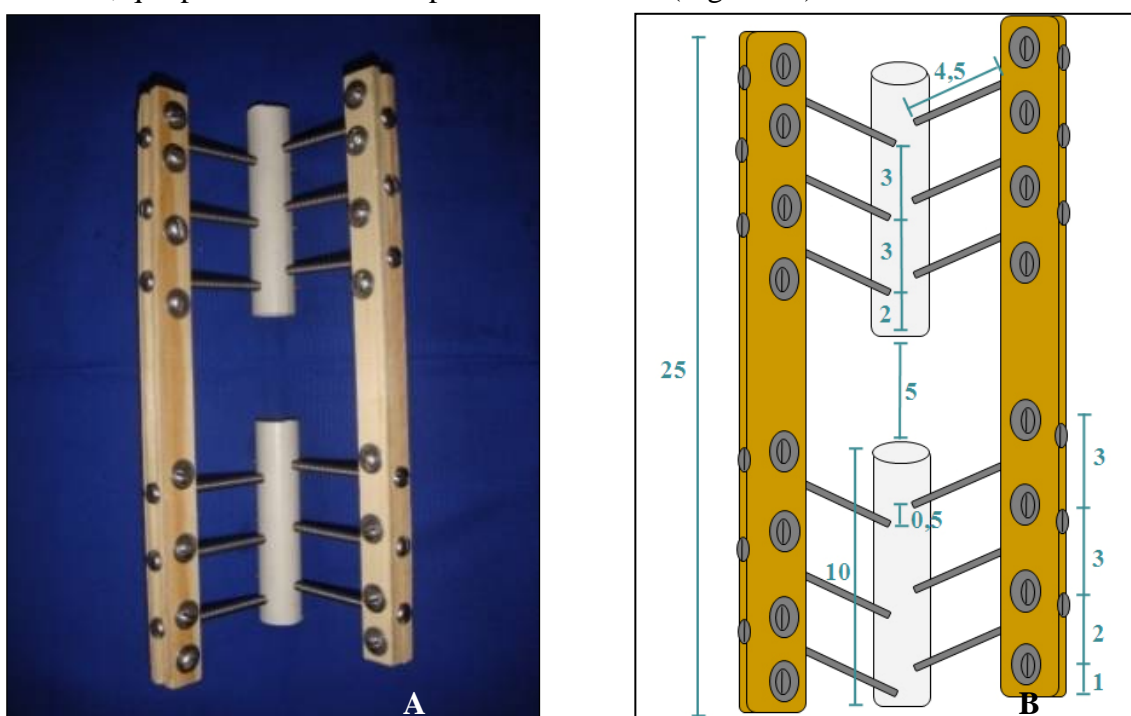
Foram formados então seis grupos experimentais, diferindo quanto ao número de parafusos ou modelo de barra de conexão. Cada grupo era composto por cinco (cinco) corpos de prova (unidades experimentais).

**Grupo A** – Aparelhos com barra de conexão de madeira e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a dois e seis cm distantes da linha de fratura. Na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão. Foram realizadas três perfurações a partir de cada extremidade das hastes de madeira, cada uma a três, seis e nove centímetros, para aplicação dos parafusos curtos (2,2 cm de comprimento), porcas e arruelas, que promoveram a compressão das barras (Figura 9).



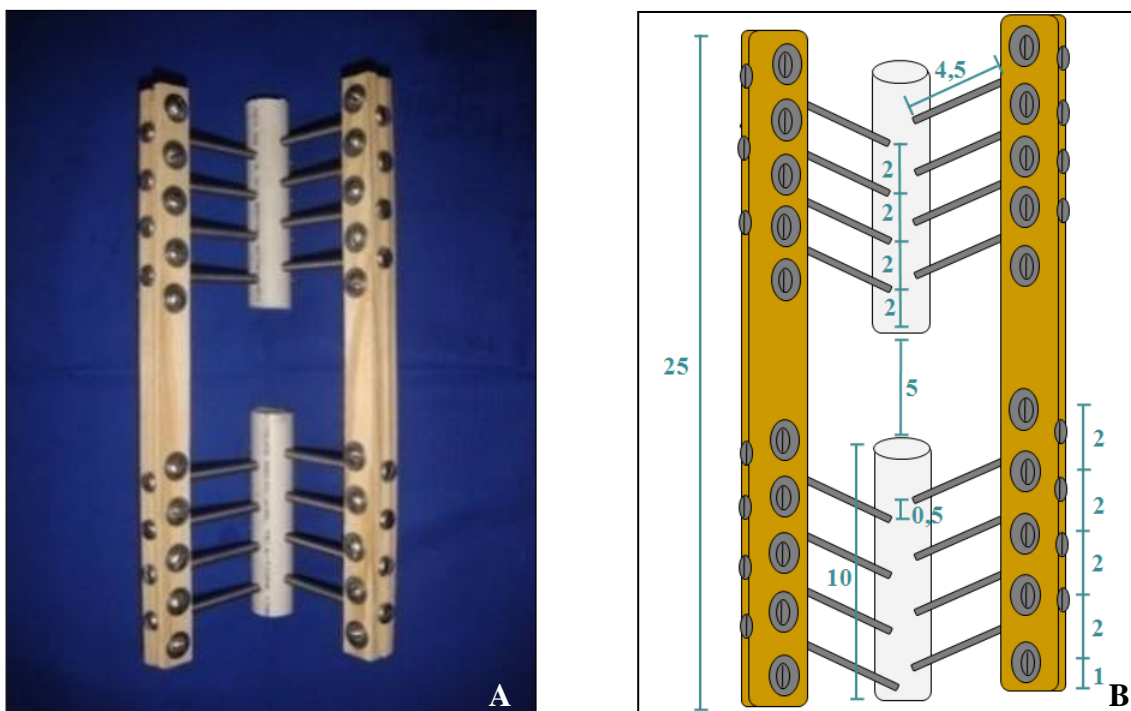
**Figura 9** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.

**Grupo B** – Aparelhos com barra de conexão de madeira e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra de conexão em cada fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a dois, cinco e oito centímetros distante da linha de fratura. Já na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão. Foram realizadas quatro perfurações a partir de cada extremidade das hastes de madeira, cada uma a um, três, seis e nove centímetros, para aplicação dos parafusos curtos (2,2 cm de comprimento), porcas e arruelas, que promoveram a compressão das barras (Figura 10).



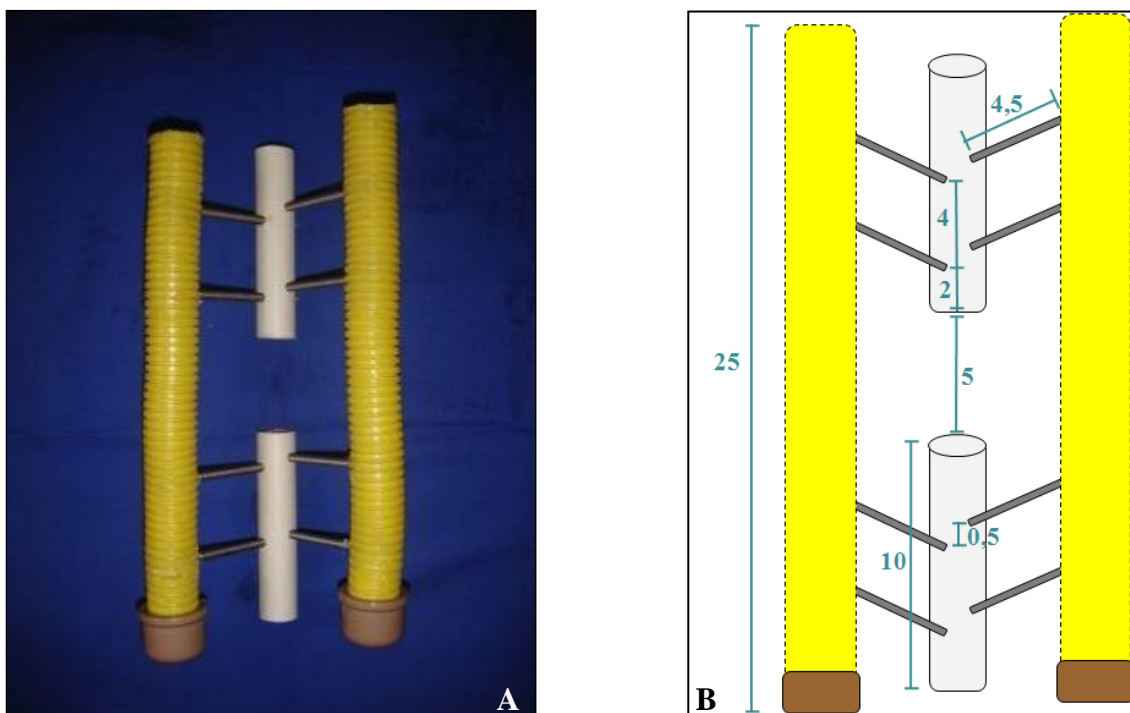
**Figura 10** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.

**Grupo C** – Aparelhos com barra de conexão de madeira e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a cada dois centímetros a partir da linha de fratura. Já na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão. Foram realizadas cinco perfurações a partir de cada extremidade das hastes de madeira, cada uma a um, três, cinco, sete e nove centímetros, para aplicação dos parafusos curtos (2,2 cm de comprimento), porcas e arruelas, que promoveram a compressão das barras (Figura 11).



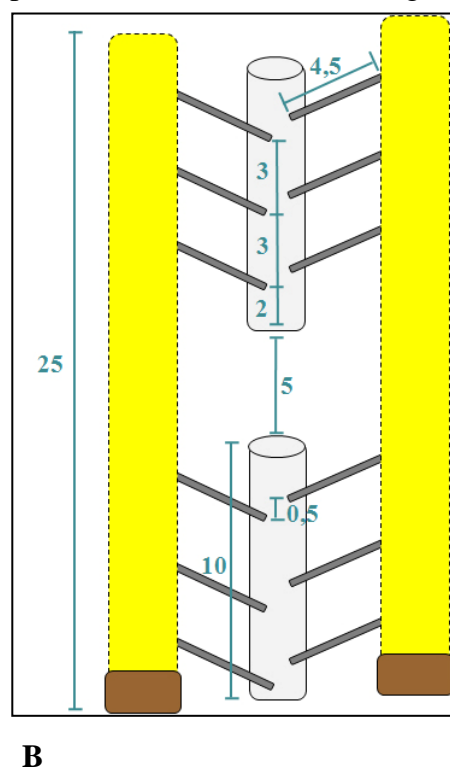
**Figura 11** – Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de madeira e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.

**Grupo D** – Aparelhos com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a dois e seis centímetros distante da linha de fratura. Já na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão (Figura 12).



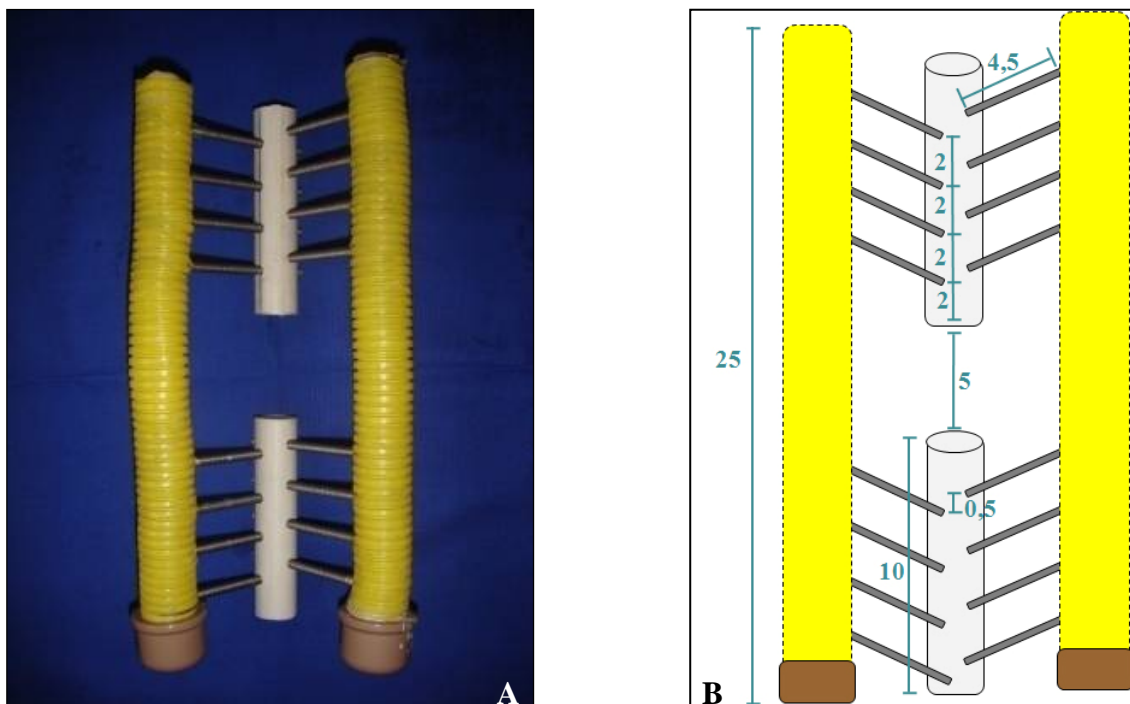
**Figura 12** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.

**Grupo E** – Aparelhos com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra de conexão em cada fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a dois, cinco e oito centímetros distante da linha de fratura. Já na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão (Figura 13).



**Figura 13** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.

**Grupo F** – Aparelhos com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em fragmento), onde, em uma das barras, os parafusos foram posicionados a cada dois centímetros a partir da linha de fratura. Já na outra barra, foram posicionados 0,5 cm acima dos já colocados para a conformação da primeira barra de conexão (Figura 14).



**Figura 14** – A) Foto de corpo de prova de aparelho de fixação esquelética externa com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção (oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento). B) Esquema de montagem do mesmo aparelho. Valores expressos em centímetros.



### 3.2 Avaliação Mecânica

Todos os corpos de prova foram submetidos a testes mecânicos para produção de força de compressão axial, realizados no Instituto de Macromoléculas Professora Eloísa Mano da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Foi utilizada máquina de ensaio universal servo-hidráulica Instron modelo 4204 (Figura 15), com célula de carga de cinco KN, com o objetivo de promover compressão axial dos corpos de prova. A velocidade aplicada foi de dois cm/minuto, seguindo as normas ASTM D695-91.



**Figura 15** – Máquina de teste mecânico Instron modelo 4204, utilizada para promover compressão axial durante os ensaios.

As análises foram interrompidas quando ocorria quebra do corpo de prova ou existia contato entre os tubos de PVC.

Os parâmetros avaliados foram: rigidez, ponto de escoamento e carga máxima de segurança.

A rigidez corresponde à mensuração da curva carga *versus* deslocamento na fase elástica, dividindo-se a carga pelo seu respectivo deslocamento. O ponto de escoamento foi determinado traçando-se uma linha reta (tangente) sobre a primeira região linear da curva carga *versus* deslocamento, sendo determinado pelo primeiro ponto onde as duas

linhas deixavam de ficar sobrepostas, de acordo com a metodologia empregada por Willer et al. (1985). A carga máxima de segurança foi calculada como a carga em N observada para promover um deslocamento de um milímetro no foco de fratura (WILLER et al., 1991; McPHERRON et al., 1992; METELMAN et al., 1996; FALCÃO, 2004).

### **3.3 Avaliação Estatística**

Os valores obtidos foram comparados através do teste não-paramétrico de Mann-Whitney, considerando-se valores de  $p < 0,05$  como significantes.

## **4 RESULTADOS**

### **4.1 Montagem dos Aparelhos**

A montagem dos aparelhos confeccionados com barras de conexão de madeira se mostrou demasiadamente trabalhosa. A necessidade de perfuração prévia das barras com brocas, para posteriormente inserir os parafusos que promoviam a compressão entre as duas hastes foi um fator complicador.

Posteriormente a essa perfuração havia também a necessidade de colocação de arruelas lisas e porcas, sendo então feito o aperto dos parafusos um a um. Nos corpos de prova que continham quatro pinos de inserção por barra em cada fragmento o tempo dedicado a esse aperto foi elevado.

Nos protótipos confeccionados com barra de conexão de acrílico o tempo dedicado foi considerado dentro do aceitável. Um dos eventos que exigiu maior dedicação foi a perfuração prévia com lâmina de bisturi dos tubos corrugados de polipropileno para posterior inserção dos parafusos, visto que estes (ao contrário dos pinos de inserção comumente utilizados) possuem “cabeças”, não permitindo portanto a simples compressão para fixação no acrílico.

Em decorrência dessa perfuração foi necessário também um meticuloso processo de tamponamento desses orifícios com fita auto-adesiva, para que não ocorresse extravasamento da resina ainda no estágio líquido.

### **4.2 Quebra e Deformação dos Aparelhos**

Em nenhum corpo de prova de todos os grupos houve falha tanto dos modelos de fragmento utilizados (canos de PVC) quanto dos parafusos de aço inoxidável AISI 304 utilizados como pinos de inserção.

Não ocorreu falha na interface entre os pinos de inserção e os fragmentos de cano de PVC em nenhum corpo de prova.

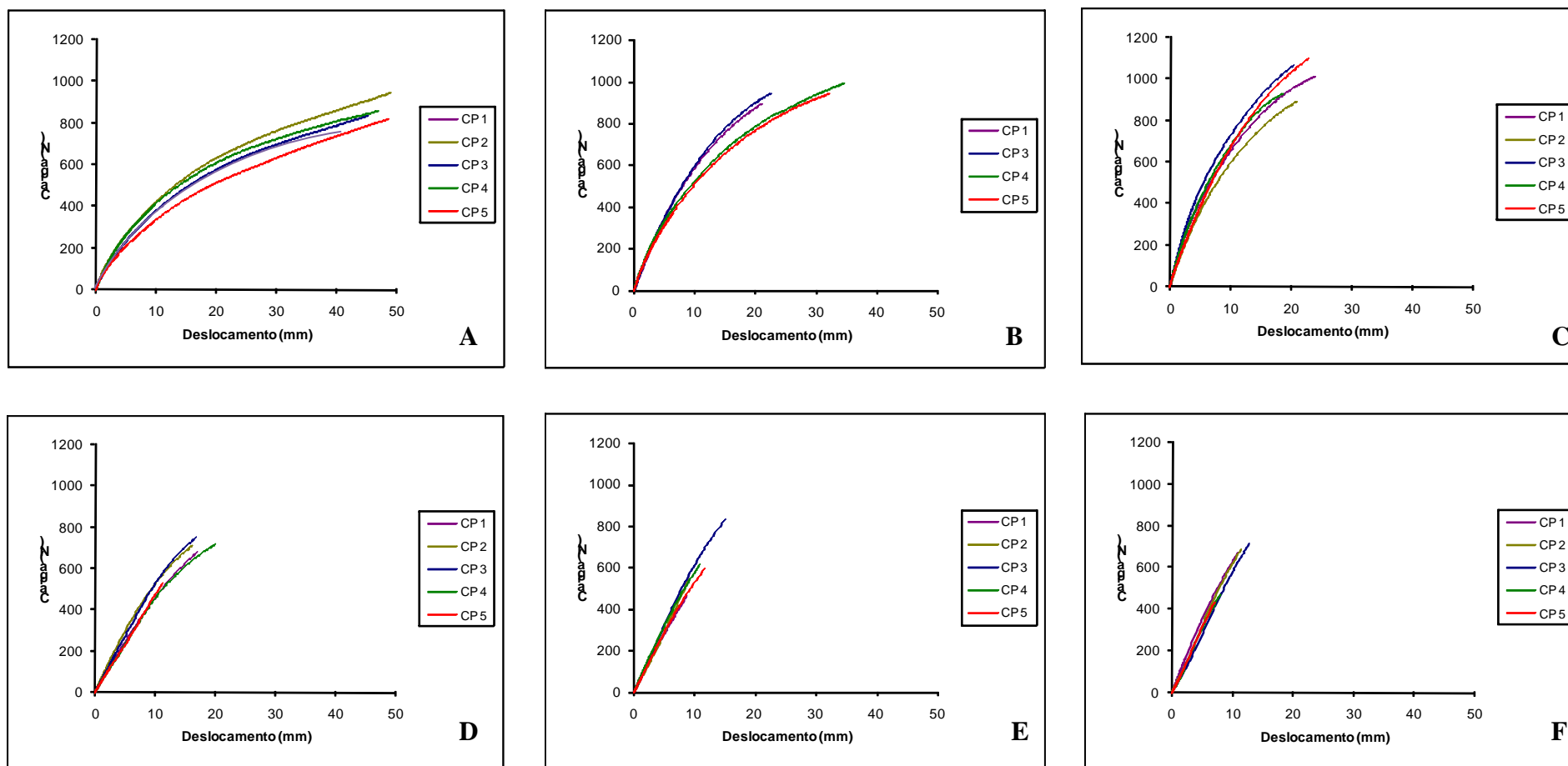
Entre os corpos de prova do grupo A, em 40% ocorreu quebra da barra de conexão. Nos 60% restantes houve contato final entre os fragmentos.

Nos grupos restantes foi observado 100% de quebra das barras de conexão dos corpos de prova.

### **4.3 Curva Carga *versus* Deslocamento**

As avaliações mecânicas de compressão axial geraram gráficos que representam a curva de carga (expressa em Newtons), pelo deslocamento (expresso em mm) provocado ao foco de fratura. Na figura 9 estão representados os gráficos de cada corpo de prova dos seis grupos pertencentes ao estudo.





**Figura 16** - Gráfico representando a curva de carga (N) *versus* deslocamento (mm) durante o ensaio de compressão axial dos corpos de prova pertencentes aos seis grupos estudados. A) Grupo A; B) Grupo B; C) Grupo C; D) Grupo D; E) Grupo E; F) Grupo F. CP = Corpo de Prova; N = Newton; mm = milímetro.

#### 4.4 Ponto de Escoamento

Após traçar-se uma tangente sobre a região linear da curva de carga *versus* deslocamento (região de comportamento elástico) e determinar-se o ponto onde essas duas linhas deixavam de se tocar, foram determinados os valores do ponto de escoamento (Tabela 2 e Figura 17). A avaliação estatística não revelou diferença significativa entre os valores do ponto de escoamento quando comparados todos os grupos, excetuando-se entre os grupos A e E (Tabela 3).

**Tabela 2** – Valores do ponto de escoamento dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton (N).

	CP I	CP II	CP III	CP IV	CP V	Média	Desvio Padrão
<b>Grupo A</b>	165,87	153,26	126,18	205,51	96,13	149,4	41,27
<b>Grupo B</b>	295,79	-	248,73	119,41	135,38	199,8	86,06
<b>Grupo C</b>	238,2	195,35	281,45	183,91	197,35	219,3	40,39
<b>Grupo D</b>	236,86	244,29	-	156,28	193,14	207,6	41,01
<b>Grupo E</b>	228,73	189,49	-	255,82	320,37	248,6	55,05
<b>Grupo F</b>	232,94	189,4	190,65	85,73	111,17	162	61,25

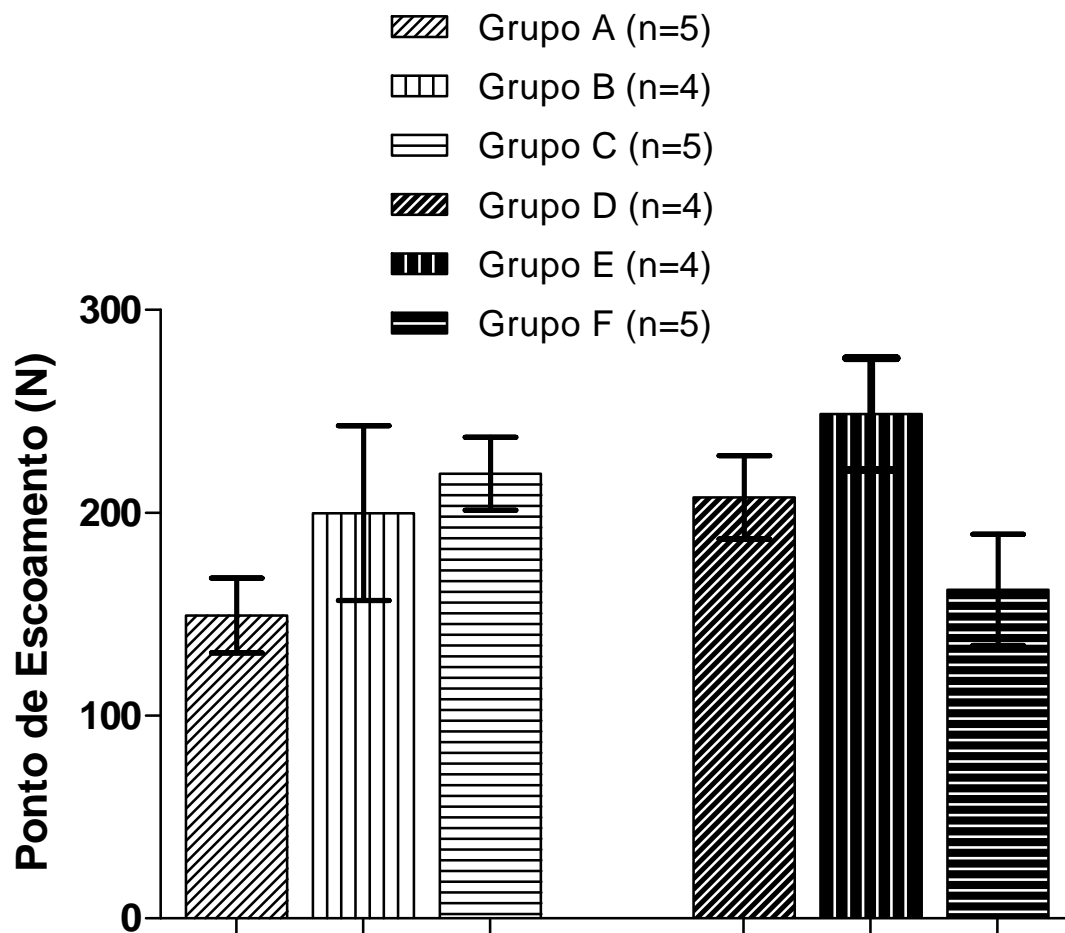
CP = Corpo de Prova. Dados de média representados como média  $\pm$  SEM (erro).

**Tabela 3** – Avaliação estatística do ponto de escoamento correlacionando os valores obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável.

<b>Grupo</b>	<b>Grupo A</b>	<b>Grupo B</b>	<b>Grupo C</b>	<b>Grupo D</b>	<b>Grupo E</b>	<b>Grupo F</b>
<b>Grupo A</b>	-	p= 0,5556	p= 0,0556	p= 0,1111	p=0,0317*	p=0,8413
<b>Grupo B</b>		-	p= 0,9048	p =1	p=0,4857	p=0,4127
<b>Grupo C</b>			-	p=0,7302	p=0,5556	p=0,1508
<b>Grupo D</b>				-	p=0,4857	p=0,1905
<b>Grupo E</b>					-	p=0,1111
<b>Grupo F</b>						-

(\*)p<0,05 (MANN WHITNEY).





**Figura 17** – Valores do ponto de escoamento dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão.

#### 4.5 Carga Máxima de Segurança

A carga máxima de segurança foi mensurada como a carga em N que representa a resistência do sistema quando é observado deslocamento de um milímetro no foco de fratura (Tabela 4 e Figura 18). Não é possível constatar diferença estatisticamente significativa quando comparamos os grupos D, E e F entre si, e quando comparamos o grupo A aos os grupos E e F. Ao realizarmos as comparações restantes é detectada diferença significativa (Tabela 5).

**Tabela 4** – Valores da carga máxima de segurança dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton (N).

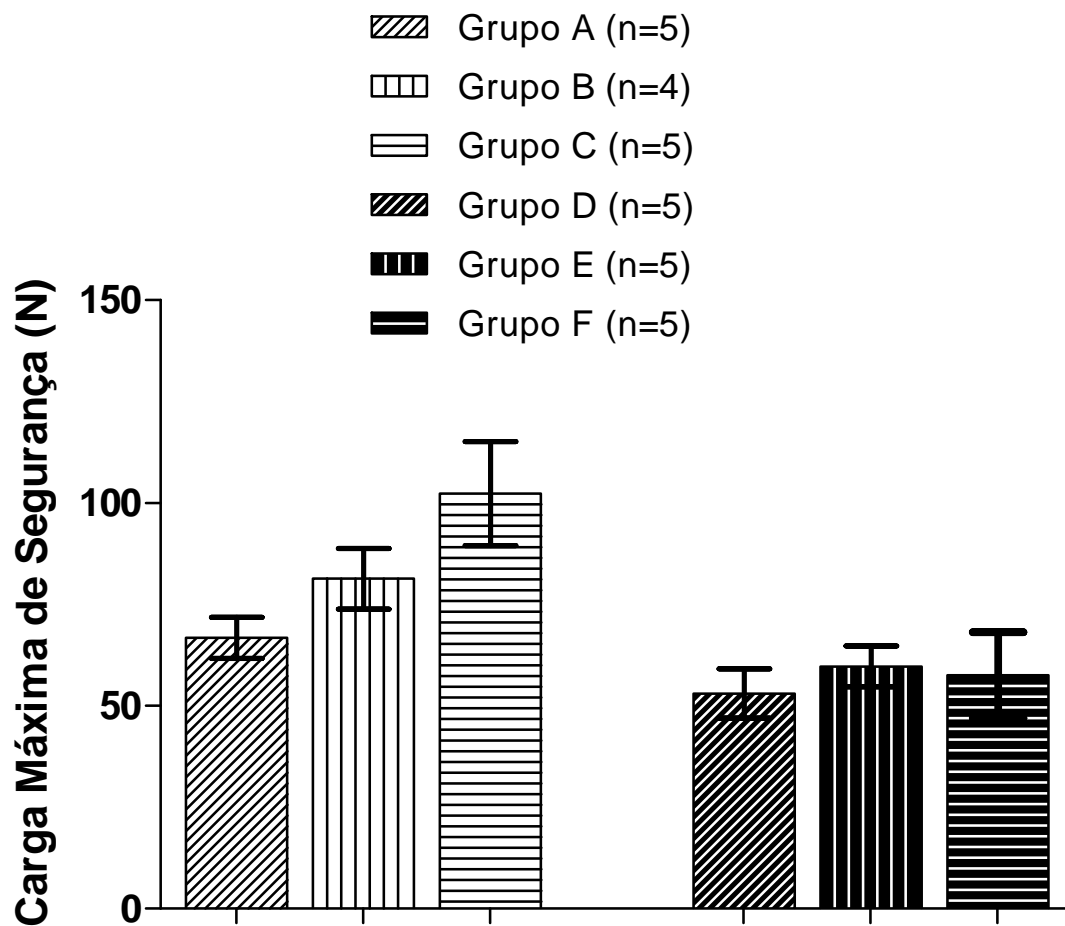
	<b>CP I</b>	<b>CP II</b>	<b>CP III</b>	<b>CP IV</b>	<b>CP V</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
<b>Grupo A</b>	68.60	74.77	62.42	65.24	62.69	66,75	5,13
<b>Grupo B</b>	74.64	-	76.11	90.74	83.90	81,35	7,46
<b>Grupo C</b>	105.37	86.85	117.99	109.40	91.82	102,3	12,79
<b>Grupo D</b>	51.95	63.09	52.76	50.74	46.58	53,03	6,10
<b>Grupo E</b>	56.25	54.23	64.30	65.64	57.99	59,68	5,02
<b>Grupo F</b>	76.11	55.44	51.15	50.34	54.64	57,54	10,61

CP = Corpo de Prova. Dados de média representados como média  $\pm$  SEM (erro).

**Tabela 5** – Avaliação estatística da carga máxima de segurança correlacionando os valores obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável.

<b>Grupo</b>	<b>Grupo A</b>	<b>Grupo B</b>	<b>Grupo C</b>	<b>Grupo D</b>	<b>Grupo E</b>	<b>Grupo F</b>
<b>Grupo A</b>	-	p= 0,0317*	p= 0,0079**	p= 0,0317*	p= 0,1508	p= 0,1507
<b>Grupo B</b>		-	p= 0,0317*	p= 0,0159*	p= 0,0159*	p= 0,0491*
<b>Grupo C</b>			-	p= 0,0079**	p= 0,0079**	p= 0,0079**
<b>Grupo D</b>				-	p= 0,0556	p= 0,5476
<b>Grupo E</b>					-	p= 0,3095
<b>Grupo F</b>						-

(\*)p<0,05; (\*\*)p<0,01 (MANN WHITNEY).



**Figura 18** – Valores da carga máxima de segurança dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão.

## 4.6 Rigidez

O módulo de elasticidade (referido como rigidez no presente trabalho) foi calculado mensurando-se a curva na fase elástica, dividindo-se a carga pelo seu respectivo deslocamento (Tabela 6 e Figura 19). A avaliação estatística não revela diferença significativa quando realizamos as seguintes comparações entre grupos: A e D; B e E; B e F; C e F. No restante das comparações foi detectada diferença significativa (Tabela 7).

**Tabela 6** – Valores da rigidez dos aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barra de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável, expressos em Newton/milímetro (N/mm).

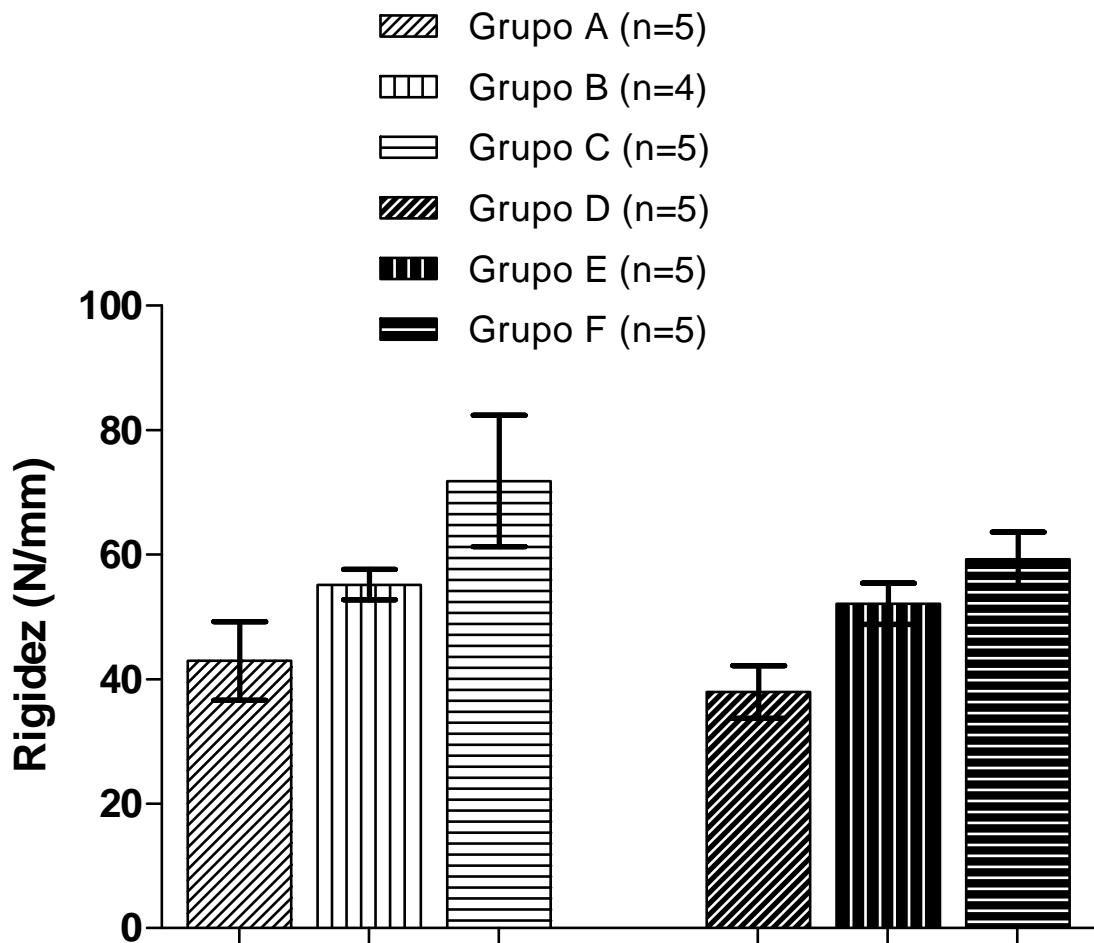
	CP I	CP II	CP III	CP IV	CP V	Média	Desvio Padrão
<b>Grupo A</b>	50,47	45,62	38,52	45,34	34,63	42,92	6,29
<b>Grupo B</b>	52,13	-	55,5	58,05	55	55,17	2,42
<b>Grupo C</b>	74,55	61,42	84,83	77,69	60,61	71,82	10,55
<b>Grupo D</b>	36,02	44,75	39,1	34,13	35,63	37,93	4,21
<b>Grupo E</b>	47,91	52,94	53,34	56,46	49,81	52,09	3,31
<b>Grupo F</b>	64,8	62,33	54,12	58,67	56,29	59,24	4,35

CP = Corpo de Prova. Dados de média representados como média  $\pm$  SEM (erro).

**Tabela 7** - Avaliação estatística da rigidez correlacionando os valores obtidos entre os grupos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável.

<b>Grupo</b>	<b>Grupo A</b>	<b>Grupo B</b>	<b>Grupo C</b>	<b>Grupo D</b>	<b>Grupo E</b>	<b>Grupo F</b>
<b>Grupo A</b>	-	p=0,0159*	p=0,0079**	p=0,2222	p=0,0317*	p=0,0079**
<b>Grupo B</b>		-	p=0,0159*	p=0,0159*	p=0,2859	p=0,1905
<b>Grupo C</b>			-	p=0,0079**	p=0,0079**	p=0,0952
<b>Grupo D</b>				-	p=0,0079**	p=0,0079**
<b>Grupo E</b>					-	p=0,0317*
<b>Grupo F</b>						-

(\*)p<0,05; (\*\*)p<0,01 (MANN WHITNEY).



**Figura 19** – Valores da rigidez dos seis grupos de aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira ou resina acrílica autopolimerizável. Dados representados como média e desvio padrão.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Modelo Experimental

Com base no modelo experimental de Metelman et al. (1996), foi preconizada no estudo a utilização do tubo de PVC para mimetizar e padronizar um modelo ósseo. Tal modelo se mostrou resistente o suficiente nas análises, sem sofrer qualquer tipo de quebra ou deformação (o que poderia interferir na avaliação dos aparelhos de fixação).

Além de possuir um baixo custo, a padronização de todos os corpos de prova foi facilitada por essa escolha, na qual os tubos de PVC simularam fragmentos ósseos de diâmetros internos e externos uniformes. Assim as corticais externas e internas, além da cavidade intramedular óssea, foram simuladas satisfatoriamente.

Outros autores, como Brinker et al. (1985), McPherron et al. (1992) e Bouvy et al. (1993), utilizaram osso de cadáver como modelo experimental. Porém Goh et al. (1997) relatou que a padronização desse tipo de modelo é difícil, pois o diâmetro ósseo seria de difícil uniformização, além da estocagem e subsequente descongelamento serem fatores determinantes na padronização.

Egger et al. (1983), Willer et al. (1991) e Dewey et al. (1994) utilizaram tarugos de madeira como padrão de modelo experimental. Porém Goh et al. (1997) também fizeram considerações sobre este modelo, relatando que as propriedades mecânicas da madeira variam de acordo com a temperatura e umidade do ambiente.

### 5.2 Componentes dos Aparelhos

#### 5.2.1 Pinos de inserção

Seguindo o modelo de fixação esquelética externa utilizado por Sestic et al. (1998), Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (2001) e Falcão (2004), escolhemos a utilização de parafusos no lugar dos pinos.

Especificamente nesse estudo utilizamos parafusos de aço inoxidável AISI 304 autoatarraxantes, semelhantes aos utilizados por Botelho et al. (2001)

Uma desvantagem da utilização de parafusos como pinos de inserção é a necessidade de perfuração prévia das corticais ósseas com broca, elevando assim o tempo de instalação dos aparelhos.



Porém utilizar parafusos foi considerado uma vantagem no que tange a necessidade de angular os pinos de inserção. Brinker et al. (1999) citam que pinos de inserção lisos devem ser inseridos em angulações próximas a 70° ao eixo longitudinal ósseo, evitando assim o deslizamento destes na interface com a cortical óssea. Já no caso de pinos de inserção totalmente rosqueados (como os parafusos utilizados) essa angulação pode ser de 90°, facilitando a montagem dos aparelhos, por diminuir o risco de falha do implante pelo deslizamento dos pinos. A utilização de pinos de inserção totalmente lisos seria inviável nas conformações onde utilizamos barras de conexão de madeira, pois não haveria fixação adequada destes às barras e conseqüente deslizamento e falha precoce do aparelho.

O diâmetro escolhido dos parafusos (4,8 mm) respeitou a medida estabelecida por Egger (1992) e Fossum (2002), que relatam que tal medida deve respeitar no máximo 20-25% do diâmetro ósseo, sob risco de fragilizar as corticais ósseas e levar a fraturas iatrogênicas. A possibilidade de utilizar parafusos de diâmetros menores no modelo experimental proposto é restrita, pois não é possível encontrar no mercado tais parafusos com o comprimento mínimo necessário.

Outro ponto importante na escolha de parafusos em detrimento aos pinos de inserção usuais foi o fato de Falcão (2004) ter relatado que no aparelho onde foi utilizado barra de fixação de madeira, os pinos de inserção, mesmo sendo totalmente rosqueados, deslizaram entre as duas barras de madeira, interferindo diretamente na resistência à compressão axial dos aparelhos. No caso dos parafusos, o fato de possuírem “cabeças” pode ter alguma influência na minimização dessa ocorrência, pois estes ficariam travados entre as duas barras.

No entanto esse é um fator que restringe a aplicação na rotina clínico-cirúrgica, visto que alinhar todos os parafusos de forma que a barra de conexão fique sempre em contato íntimo com as “cabeças” dos mesmos é muito difícil, pois as superfícies ósseas quase sempre são irregulares. Um meio de contornar tal inconveniente seria inserir um pouco mais alguns parafusos a fim de alinhá-los aos restantes, tendo, entretanto a desvantagem de promover maior lesão de tecidos moles.

Falcão (2004) avaliou apenas aparelhos com dois pinos de inserção por fragmento ósseo, além de testar a configuração de fixador esquelético externo tipo II (bilateral uniplanar). Escolhemos analisar a configuração tipo Ib (unilateral biplanar), a qual é útil em fraturas femorais e umerais em pequenos animais, pois tais ossos apresentam relação íntima com o abdômen e tórax respectivamente, impossibilitando assim a conformação testada por Falcão (2004).

Quanto ao número de pinos de inserção, além de testar aparelhos com dois pinos por fragmento, analisamos também com três e quatro pinos por fragmento. É relatado que o aumento do número de pinos de inserção incrementa a resistência dos aparelhos, porém a aplicação de mais do que quatro pinos causaria fragilidade das corticais ósseas, predispondo a microfraturas iatrogênicas e reabsorção óssea (EGGER, 1998; BRINKER et al., 1999), proporcionando rigidez adicional mínima (LEWIS & BLOOMBERG, 1994). Cook (2000) relata que deveriam ser implantados quatro pinos em cada fragmento fraturado quando se utiliza um fixador externo tipo I e dois a quatro pinos para fixadores tipo II e III.

### **5.2.2 Barras de conexão**

Segundo Egger et al. (1998) e Brinker et al. (1999) a barra de conexão deve ficar a uma distância mínima entre 10 e 13 mm da pele, evitando assim complicações em casos de presença de edema pós-operatório. A mesma distância mínima de dois milímetros é citada por Martinez et al. (1997) quando é utilizada barra de estabilização de resina acrílica autopolimerizável, a fim de diminuir o risco de lesões térmicas durante a reação exotérmica de polimerização da resina. Utilizando uma distância similar à preconizada por Dewey et al. (1994), a barra de conexão ficou a uma distância de 4,5 cm da superfície externa do tubo de PVC nos corpos de prova utilizados em nosso estudo, sendo essa uma distância considerada satisfatória para a aplicação desse modelo em diversos locais e tipos de fratura, seja em locais com pequena cobertura tecidual ou em locais com grande massa muscular.

A madeira escolhida para confeccionar as barras de conexão do modelo I foi *Pinnus elliotti*, por ser macia o suficiente a ponto de permitir a compressão das barras nos pinos de inserção (promovida pelos parafusos, arruelas e porcas de aço inoxidável AISI 304) sem ocorrer quebra ou rachaduras ao longo do seu comprimento. Tal tipo de madeira já fora utilizado previamente por Coutinho et al. (1999), Botelho et al. (2001) e Falcão (2004), pelo mesmo motivo exposto.

Assim como preconizado por Falcão (2004), para confeccionar as barras de conexão compostas por resina acrílica autopolimerizável, utilizamos a proporção de duas partes do pó para uma parte do monômero líquido.

### **5.2.3 Distância entre fragmentos**

Utilizando o mesmo modelo de Egger (1983) e Dewey et al. (1994), preconizamos uma falha óssea com cinco centímetros de espaçamento entre os fragmentos, mimetizando uma fratura instável.

Além de mimetizar tal tipo de fratura a distância preconizada foi importante para a realização dos ensaios, pois evitou o contato precoce entre os dois tubos de PVC, que representavam fragmentos ósseos, assim como citado por Shahar (2000).

### **5.3 Processo de Montagem dos Aparelhos**

A utilização de parafusos de aço inoxidável AISI 304 autoatarraxantes como pinos de inserção apresentou a desvantagem da necessidade de perfuração prévia das corticais ósseas para posterior inserção destes. Quando utilizados pinos de inserção lisos, pinos de Schans, pinos com rosca central positiva ou pinos de inserção próprios completamente rosqueados não há a mesma necessidade, simplificando e facilitando o procedimento.

Como citado por Goh et al. (1997), Brinker et al. (1999) e Falcão (2004), a simplicidade é um fator importante na confecção de aparelhos de fixação esquelética externa.

Concordamos com Falcão (2004) quanto à sugestão de estudos e avaliações que otimizem a montagem de aparelhos de fixação externa com barras de conexão de madeira. A determinação dos pontos exatos nas barras de madeira onde serão alojados os parafusos que realizam a compressão destas aos pinos de inserção é fator complicador, principalmente quando tal situação é idealizada durante um momento cirúrgico rotineiro.

O torque imprimido aos parafusos que realizavam a compressão entre as barras de madeira e os pinos de fixação não foi mensurado, apesar de ter sido padronizado pela utilização de parafusadeira elétrica, ajustada sempre na mesma intensidade de torque para a montagem de todos os corpos de prova.

A utilização da resina acrílica autopolimerizável na forma líquida proporcionou rápido preenchimento dos tubos corrugados de polipropileno de forma homogênea, após estes terem a extremidade inferior ocluída com tampas de canos de PVC, a fim de evitar o extravasamento do conteúdo líquido. Além disso, supõe-se que a utilização da resina nesse estágio possa ter minimizado a formação de bolhas de ar no interior das barras de

conexão, quesito de grande preocupação citado por Brinker et al. (1999) e Shahar (2000), que relataram dificuldade em confeccionar grandes colunas de acrílico sem presença de bolhas em seu interior, bem como por Stork et al. (2003), que avaliaram a presença de bolhas de ar através de exames radiográficos e eliminaram do estudo barras que continham bolhas com mais de dois milímetros de diâmetro.

No nosso estudo a montagem do aparelho era finalizada antes mesmo da colocação da resina no interior dos tubos corrugados de polipropileno, pois era necessário realizar prévia perfuração destes tubos com lâmina de bisturi, de forma a permitir que as “cabeças” dos parafusos fossem previamente inseridas; as perfurações prévias foram ocluídas com fita crepe auto-adesiva, a fim de evitar o extravasamento da resina em sua forma líquida. Esse procedimento foi mais trabalhoso do que o realizado por Falcão (2004), que utilizou pinos de inserção totalmente rosqueados, e após o endurecimento parcial da resina os pinos foram inseridos na barra.

Aparelhos com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável permitem o uso de pinos de inserção de diâmetros diferentes e modelos variados para a elaboração de um mesmo aparelho (WELLS et al., 1997; SHAHAR, 2000), porém tendo possíveis desvantagens de toxidez (NICOLAS et al., 1979 e KASSIS et al., 1984 apud STORK et al., 2003) e de causar lesão térmicas aos tecidos adjacentes (MARTINEZ et al., 1997).

Por sua vez o aparelho de madeira permite ajuste tridimensional do alinhamento da fratura e remoção facilitada pelo simples afrouxamento dos parafusos e porcas, sem correr o risco de promover fraturas iatrogênicas (BOTELHO et al., 2001).

#### **5.4 Deformação e ponto de quebra dos aparelhos**

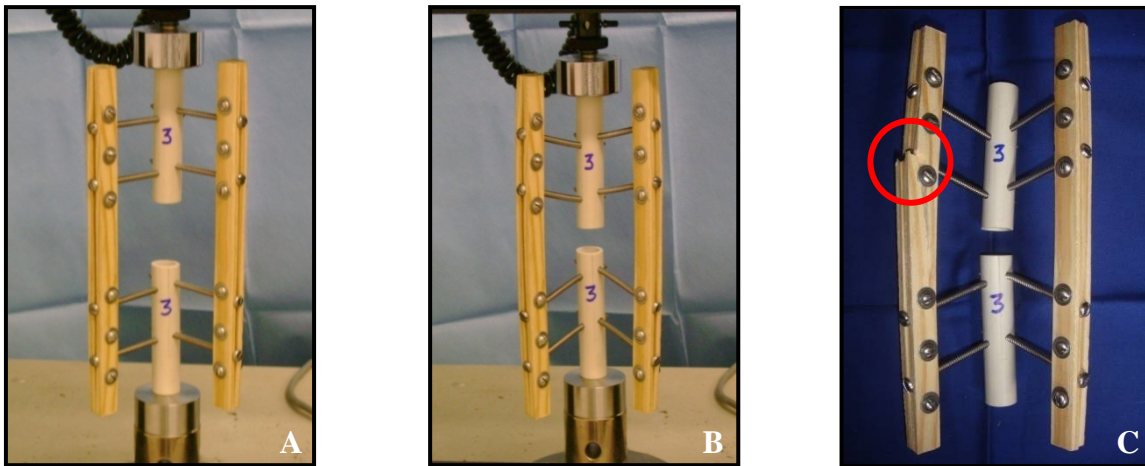
Apenas no grupo A, no qual os corpos de prova foram confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção (quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora) foi possível observar contato entre os canos de PVC (60% dos corpos de prova), determinando o fim dos ensaios (Figura 20).



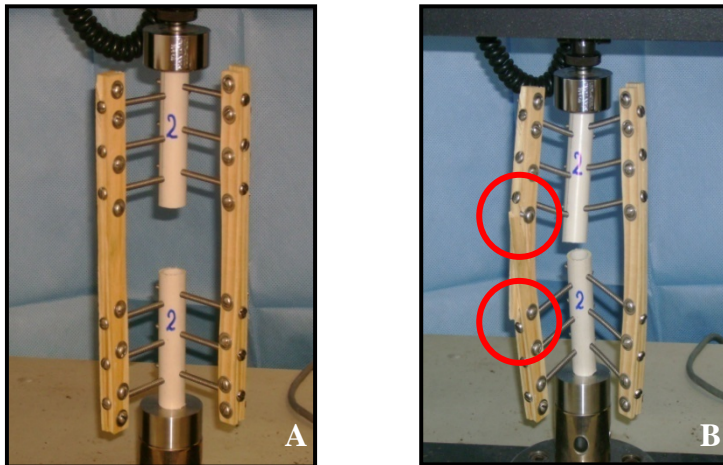
**Figura 20** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número quatro pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Angulação dos pinos de inserção, C) Contato dos fragmentos, determinando o término do ensaio.

Nas figuras 21, 22, 23, 24, 25 e 26 é possível visualizar a ocorrência de quebra das barras de conexão, seja nos grupos confeccionados com barras de madeira, ou nos grupos com barras de resina acrílica autopolimerizável.

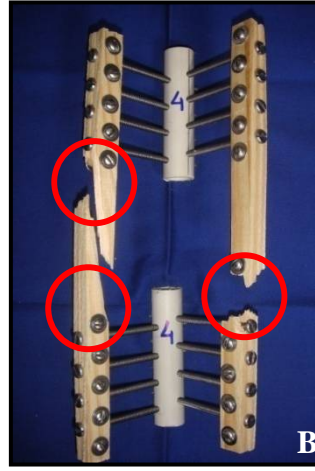
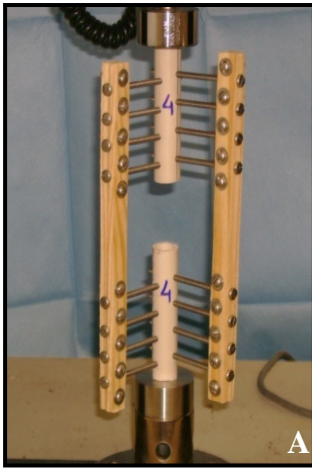
Comparando os grupos nos quais as barras de conexão foram confeccionadas com madeira (*Pinnus elliotti*) podemos associar o deslizamento dos pinos de inserção no Grupo A ao fato de os corpos de prova desse grupo possuírem menor número de parafusos, arruelas lisas e porcas (seis conjuntos deste por barra de conexão), os quais promoviam a compressão das hastes de madeira aos parafusos de inserção. Nos grupos B e C o número desses componentes aumentava (oito e dez desse conjunto respectivamente), promovendo maior resistência ao deslizamento dos parafusos, transferindo assim as forças aplicadas à barra de conexão, resultando em sua quebra assim que eram atingidos maiores forças durante os ensaios.



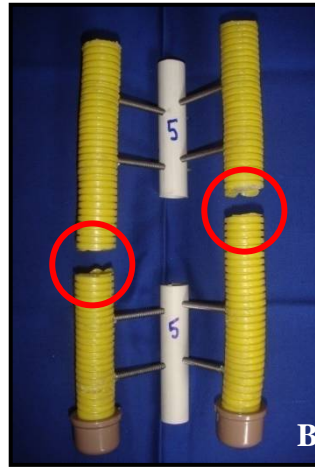
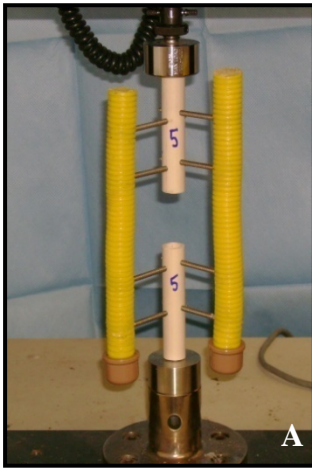
**Figura 21** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número três pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Angulação dos pinos de inserção, C) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.



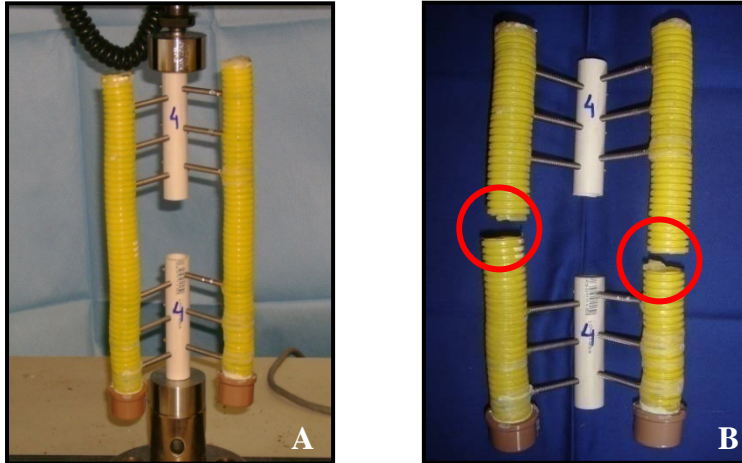
**Figura 22** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número dois pertencente ao grupo B (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.



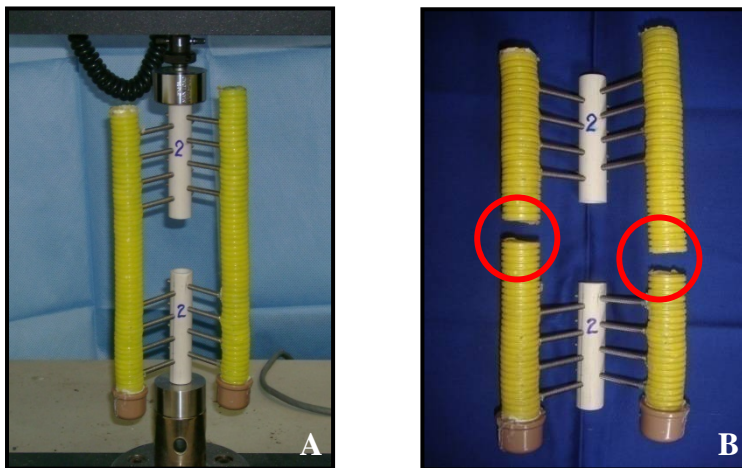
**Figura 23** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número quatro pertencente ao grupo D (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.



**Figura 24** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número cinco pertencente ao grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.



**Figura 25** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número quatro pertencente ao grupo E (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.

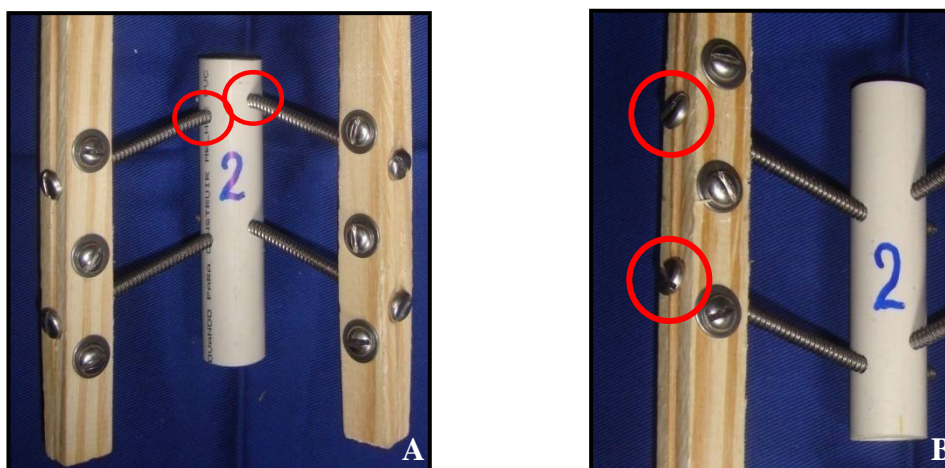


**Figura 26** – Seqüência do teste de compressão axial do corpo de prova número dois pertencente ao grupo F (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora em cada fragmento). A) Início do teste, B) Após o término do ensaio, caracterizado pela falha do aparelho.



Observamos que na interface pinos de inserção/cano de PVC não ocorreu deslizamento do pino, e sim encurvamento do mesmo bem próximo a essa junção (Figura 27A). Tal evento ocorreu de forma mais evidente nos corpos de prova do grupo A do que nos grupos restantes, tanto com barras de conexão de madeira ou de resina acrílica autopolimerizável. Segundo Gorse (1998), quanto menor o número de pinos de inserção, maior a carga exercida em cada um destes pinos, isso explicaria o encurvamento mais acentuado nos aparelhos do grupo A.

Na interface pinos de inserção/barras de madeira foi possível detectar deslizamento (Figura 27B), porém de forma bem menos acentuada que a descrita por Falcão (2004). Creditamos o ocorrido ao fato de termos utilizado parafusos, cujas “cabeças” serviram de delimitador para não ocorrer o deslizamento, além do fato já discutido de maior número de parafusos, arruelas lisas e porcas promovendo compressão entre as barras de conexão dos corpos de prova dos grupos B e C. Nos corpos de prova do grupo A o deslizamento foi mais acentuado do que nos outros dois grupos confeccionados com barras de conexão de madeira.

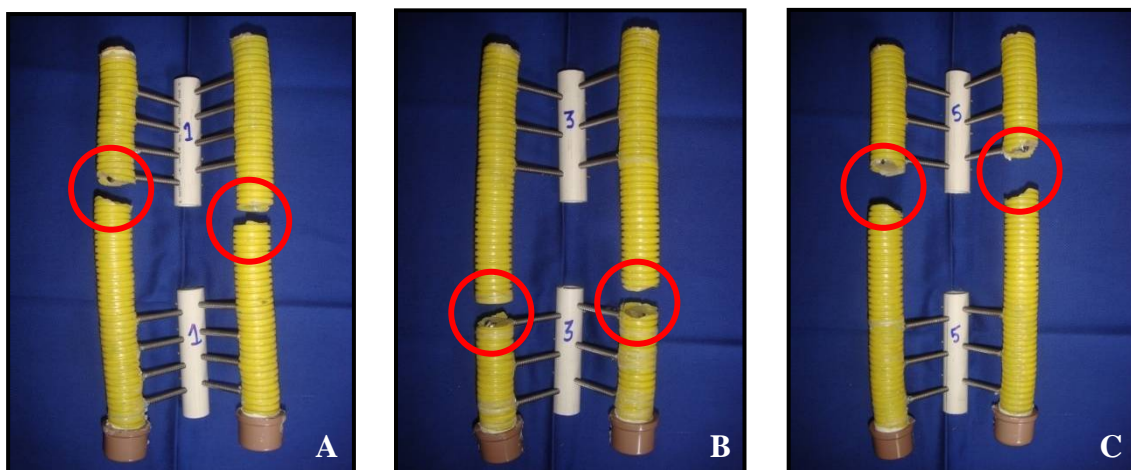


**Figura 27** – A) Pontos de encurvamento dos pinos de inserção junto à interface com cano de PVC no corpo de prova número dois do grupo A (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra estabilizadora). B) Pontos de deslizamento dos pinos de inserção junto à interface com as barras de madeira no corpo de prova número dois do mesmo grupo.

As barras de conexão de madeira se romperam sempre no ponto de inserção de um dos parafusos que promoviam a compressão entre as barras, e sempre na região dos parafusos mais próximos ao foco de fratura. Isso porque é causada evidente fragilidade na barra pela perfuração onde é inserido o parafuso, além do intervalo onde ocorreram

as quebras ser o local de maior momento de força do aparelho, por possuir maior alavanca.

Nos corpos de prova dos grupos confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável a quebra das barras de conexão ocorreu ou no intervalo entre os fragmentos ou no ponto de inserção dos pinos de fixação (Figura 28), podendo esse segundo tipo de quebra estar associado à presença de bolhas formadas durante a confecção das barras, o que também foi sugerido por Falcão (2004).



**Figura 28** – A) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número um do grupo F (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora). B) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número três do grupo D (corpos de prova com aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra estabilizadora). C) Pontos de quebra das barras de conexão no corpo de prova número cinco do grupo D.

## **5.5 Modelo de Forças Estudado**

Para a realização dos ensaios utilizamos aparelho de testes servo-hidráulico Instron modelo 4204, o qual permitiu a realização adequada dos testes em todos os corpos de prova do estudo.

Diversos autores utilizaram diferentes velocidades de aplicação de carga em seus ensaios de compressão axial em fixadores esqueléticos externos. As velocidades aplicadas variam de um mm/min (CHHABRA et al., 1997) até 0,01 pol/seg (BRINKER et al., (1985). Durante os ensaios utilizamos velocidade de dois cm/min, com célula de carga de 5 KN, a fim de promover compressão axial aos corpos de prova, seguindo o modelo utilizado por Dewey et al. (1994) e Egger (1983), que utilizaram máquina Instron semelhante à utilizada em nosso estudo,

No modelo proposto por Willer et al. (1991) foram determinados a rigidez, a carga máxima de segurança, o ponto de escoamento e a carga na ruptura, tendo em vista a aplicabilidade clínica desses dados. Seguindo a mesma linha optamos por calcular os mesmos pontos, excetuando o valor da carga na ruptura, pois o ponto considerado como limite máximo para a efetividade do aparelho de fixação esquelética externo seria o ponto de escoamento, visto que após isso o aparelho estaria definitivamente deformado. Julgamos também que um dos pontos de extrema importância na sua interpretação é a carga máxima de segurança, visto que movimentos de amplitude maiores que um milímetro no foco de fratura são nocivos e prejudicam a regeneração óssea (WILLER et al., 1991; McPHERRON et al., 1992; METELMAN et al., 1996).

## **5.6 Ponto de Escoamento**

Avaliando a Tabela 3, podemos ver que ao realizarmos comparações entre todos os grupos não houve diferença significativa entre os valores de média do ponto de escoamento, a não ser entre os grupos A e E. Podemos concluir que a carga mínima necessária para realizar uma deformação plástica nos aparelhos está incluída em um intervalo muito pequeno. Portanto a resistência dos aparelhos dos grupos testados à deformação permanente pode ser considerada muito próxima.

O menor valor de média entre os grupos foi dos aparelhos pertencentes ao grupo A, pois possuía menor número de pinos de inserção e barra de conexão de madeira com menor número de parafusos e porcas promovendo compressão entre as hastes de madeira e os pinos de inserção (comparando-se com os aparelhos dos grupos B e C). Já

a maior média foi observada no grupo E. Acreditamos que esse grupo demonstrou valores mais elevados de ponto de escoamento do que o grupo F, o qual possuía o mesmo tipo de barra de conexão, porém maior número de pinos de inserção, por conta de uma fragilidade promovida na barra de conexão justamente pelo maior número de pontos de entrada destes pinos na resina acrílica autopolimerizável. Supostamente, o aumento no número de pinos de inserção pode ter promovido maior fragilidade justamente na barra de conexão. Esses fatores justificam que a única diferença significativa ao compararmos as médias de ponto de escoamento seja observada entre os aparelhos dos grupos A (os de menor valor de média entre todos) e E (os de maior valor de média entre todos).

Consideramos que nesse estágio de deformação, onde o aparelho passa a assumir uma deformação permanente, a fratura já foi afetada de forma catastrófica, já sendo considerada por nós a falha do implante em cumprir o seu objetivo. Todo o processo de regeneração óssea já foi afetado de forma negativa, podendo levar ao retardo da cicatrização ou até mesmo a processos de união retardada e não-união óssea (JACKSON & PACCHIANA, 2004), pois o foco de fratura já foi exposto a movimentações demasiadamente bruscas e o alinhamento da coluna óssea já teria sido completamente perdido (WILLER et al., 1991).

### **5.7 Carga Máxima de Segurança**

Quando comparamos os valores da carga máxima de segurança dos aparelhos que possuíam barras de conexão de madeira (grupos A, B e C), podemos perceber que conforme aumentava-se o número de pinos de inserção, ocorria também um aumento significativo da resistência do aparelho quanto à movimentação de um milímetro no foco de fratura. Acreditamos que tal fato ocorreu tanto pelo aumento do número geral de pinos de inserção, quanto pelo aumento do número de parafusos e porcas que promoviam a compressão das hastes de madeira a esses pinos.

Realizando a mesma comparação entre os aparelhos confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável não observamos a mesma condição. Independente do aumento do número de pinos de inserção, o valor médio da carga máxima de segurança não demonstrou alteração. Supomos que a conformação da barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável sobrepuja o aumento do número de pinos de inserção no que diz respeito à resistência obtida para causar um deslocamento

de um milímetro no foco de fratura, não permitindo que ocorra o aumento esperado nesse valor nos aparelhos quando é utilizado um maior número de pinos de inserção.

Ao compararmos o grupo A com os grupos D, E e F, podemos constatar que quando os aparelhos possuem barras de conexão distintas, porém o mesmo número de pinos de inserção, há uma diferença significativa do valor da carga máxima de segurança, com vantagem para o aparelho confeccionado com barras de conexão de madeira. No entanto, quando há o aumento do número de pinos de inserção nos aparelhos com barra de conexão de resina, não observamos nenhuma diferença significativa entre os valores encontrados nesses grupos e o valor médio do grupo A. Concluimos então que nesse ponto a barra de madeira promoveu maior resistência às forças aplicadas que pudessem promover movimentação de um milímetro no foco de fratura.

Correlacionando os valores do grupo B com os dos grupos D, E e F, percebemos que independente do aumento do número de pinos de inserção nos aparelhos dos grupos com barra de conexão de resina acrílica autopolimerizável, a diferença estatística se manteve a mesma em relação ao grupo com barra de conexão de madeira e 12 pinos de inserção (seis por fragmento/ três por barra de conexão em cada fragmento), tendo esse último valores significativamente maiores.

Realizando o mesmo tipo de comparação, porém entre o grupo C e os grupos D, E e F, podemos observar as mesmas constatações quando comparamos o grupo B e os três grupos em questão. No entanto o valor de  $p$  é menor que 0,05 na correlação com o grupo B e é menor que 0,01 na mesma correlação com o grupo C. Demonstrando que na avaliação quanto à carga máxima de segurança a barra de conexão de madeira tem maior capacidade de resistir a essa situação do que a de resina acrílica autopolimerizável. Além de expor que no caso dos aparelhos confeccionados com barras de conexão de madeira, o incremento do número de pinos de inserção aumenta a capacidade de resistência dos aparelhos a esse quesito.

O valor de carga máxima de segurança é considerado por nós como o de maior valia na avaliação mecânica de implantes ortopédicos, visto que caso ocorram movimentações maiores que um milímetro no foco de fratura o processo de regeneração óssea já está sendo afetado de forma drástica (WILLER et al., 1991), levando à ocorrência de uniões retardadas e não-uniões (JACKSON & PACCHIANA., 2004), independente da falha visível ou permanente do implante. Tais processos de complicações na reparação de fraturas só podem ser percebidos pelo clínico e cirurgião médico veterinário a partir do acompanhamento da evolução do processo de

regeneração óssea (JACKSON & PACCHIANA, 2004). Portanto a avaliação da carga máxima de segurança demonstra sua importância no que tange a segurança do médico veterinário em escolher um implante certificadamente eficaz em todo o processo de regeneração óssea, mesmo que não haja falha visível do mesmo. Além do que a carga máxima de segurança está sempre abaixo dos valores de forças que podem promover deformações permanentes nos aparelhos de fixação esquelética externa (ponto de escoamento) (WILLER et al., 1991).

## 5.8 Rigidez

Os valores da rigidez dentre os grupos que tiveram seus aparelhos montados com barras de conexão de madeira (grupos A, B e C) mostraram que ao mesmo tempo em que se aumenta o número de pinos de inserção da configuração, são atingidos maiores valores de rigidez. A mesma situação é observada dentre os aparelhos confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável (grupos D, E e F).

Quando correlacionamos os valores entre os grupos com diferentes barras de conexão podemos perceber que os aparelhos que possuem o mesmo número de pinos de inserção, porém barras de conexão de materiais distintos se comportam de maneira semelhante, não apresentando valores significativamente diferentes de rigidez. Podemos constatar também que o incremento do número de pinos de inserção altera significativamente a rigidez quando comparados grupos com menor número de pinos de inserção com grupos com maior número desses pinos, porém com barras de conexão de materiais diferentes; à exceção de quando comparamos os grupos C e F. Portanto, o aumento do número de pinos de inserção eleva a rigidez, independente da barra de conexão utilizada.

A rigidez é importante para determinar o comportamento dos aparelhos quanto a resistência a deformações elásticas (ponto de escoamento) e movimentações no foco de fratura (carga máxima de segurança) (WILLER et al., 1991).

Os gráficos de curva da carga (N) *versus* deslocamento (mm) dos aparelhos confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável têm uma progressão mais linear do que os confeccionados com barras de conexão de madeira. Isso explica a ocorrência de valores mais elevados de rigidez nesses grupos (WILLER et al., 1991). Porém essa característica não resultou em valores mais elevados nas forças necessárias para promover um deslocamento maior que um milímetro no foco de fratura

(carga máxima de segurança) e para causar uma deformação permanente no aparelho (ponto de escoamento).

## 5.9 Custos

O custo para a montagem dos aparelhos é uma preocupação constante dentro da prática da Medicina Veterinária, e foi o fator estimulante para a realização dos ensaios. Tal preocupação já foi citada por Goh et al. (1997), que ressalta a busca constante pela diminuição dos custos de equipamentos médicos, principalmente em países com alto percentual da população vivendo na linha de pobreza, ou até mesmo abaixo dela.

Stork et al. (2003), tendo a mesma preocupação, propuseram um modelo de fixador esquelético externo de baixo custo utilizando um polímero rígido atóxico. O valor final de cada barra de conexão foi de US\$ 15,00 (R\$ 25,50).

Para a elaboração dos aparelhos mais simples (com menor número de pinos de inserção) o custo foi de R\$ 20,04 para os do grupo A (confeccionados com barras de conexão de madeira e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento) e de R\$ 30,20 para os do grupo D (confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e oito pinos de inserção - quatro por fragmento/ dois por barra de conexão em cada fragmento).

Tomando por base os valores de aparelhos de fixação esquelética externa comercializados no mercado nacional (aparelhos de Kirschner-Ehmer), o custo de um aparelho com tal conformação fica em torno de R\$ 200,00<sup>10</sup>, incluindo os pinos de inserção normalmente utilizados.

Já os aparelhos de conformação intermediária teriam valores de R\$ 27,72 para os pertencentes ao grupo B (confeccionados com barras de conexão de madeira e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra de conexão em cada fragmento ) e de R\$33,60 para os do grupo E (confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável e 12 pinos de inserção - seis por fragmento/ três por barra de conexão em cada fragmento).

Supondo uma situação que exija máxima rigidez, onde seriam utilizados 16 pinos de inserção e duas barras de conexão, o valor de um aparelho de Kirschner-Ehmer seria próximo a R\$ 320,00<sup>10</sup>. Tal conformação, utilizando a proposta do nosso trabalho custaria R\$ 35,40, utilizando aparelhos como os do grupo C (confeccionados com barras de conexão de madeira e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por

---

<sup>10</sup> Ortovet – São Paulo, Brasil

barra de conexão em cada fragmento), ou R\$37,00, utilizando aparelhos do grupo F (confeccionados com barras de conexão de resina e 16 pinos de inserção - oito por fragmento/ quatro por barra de conexão em cada fragmento).

### **5.10 Considerações Finais**

Os valores obtidos no estudo indicam que um aumento do número de pinos de inserção eleva a resistência do aparelho. Essa elevação é mais significativa quando passamos de 2 pinos por fragmento para 3 pinos, sendo essa diferença mais discreta quando a transição é de 3 para 4 pinos por fragmento. Essas informações estão de acordo com o citado por Willer et al. (1991) e Briggs & Chao (1982). Essa situação foi particularmente evidente nos aparelhos confeccionados com barras de conexão de madeira, não se comportando dessa mesma forma os com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável, talvez pela composição da barra.

Foi possível detectar que o aumento do número de pinos de inserção afeta diretamente a rigidez dos aparelhos, seja nos confeccionados com barras de conexão de madeira ou nos com barras de resina acrílica autopolimerizável, sendo esses últimos mais rígidos. Já quanto à carga máxima de segurança esse comportamento referente ao aumento do número de pinos de inserção só é significativo nos aparelhos com barras de madeira, talvez pela composição da resina acrílica autopolimerizável, podendo subestimar o aumento do número de pinos de inserção nesses aparelhos; nesse caso os aparelhos confeccionados com barras de madeira se comportaram de maneira geral tendo valores mais elevados que os de resina acrílica. Quando avaliado o ponto de escoamento, nem o aumento do número desses pinos, nem o material utilizado na confecção da barra de conexão alteraram o valor necessário para promover uma deformação definitiva nos aparelhos, excetuando-se quando comparamos os grupos A e E.

Os modelos testados podem ter indicação de aplicação em situações de fratura onde o contato dos fragmentos ósseos controla a compressão axial, ou seja, onde ocorra divisão das forças entre o aparelho de fixação e a coluna óssea (EGGER, 1983), situação diferente da testada por nós, onde foi produzida uma fratura altamente instável, sem o contato entre os fragmentos.



## 6 CONCLUSÃO

Analisando os resultados obtidos, podemos concluir que:

- O modelo experimental utilizando tubos de policloreto de vinila (PVC) se mostrou eficiente ao mimetizar fragmentos ósseos. Permitindo, sem interferência, as análises propostas.

- O aumento do número de parafusos, arruelas lisas e porcas que realizam a compressão das barras de madeira promove maior resistência dos aparelhos ao deslizamento dos pinos de inserção nas barras de conexão.

- O aumento do número de pinos de inserção nos aparelhos de fixação esquelética externa tipo Ib confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável não resulta num aumento da carga máxima de segurança e do ponto de escoamento de forma significativa, mas sim da rigidez.

- Aparelhos de fixação esquelética externa tipo Ib confeccionados com barras de conexão de madeira são mais resistentes a deformação definitiva e a forças que podem promover 01 mm de deslocamento no foco de fratura do que os confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável.

- A utilização de barras de conexão de madeira (*Pinnus ellioti*) pode ser uma alternativa viável para a confecção de aparelhos de fixação esquelética externa de baixo custo.

- Aparelhos de fixação esquelética externa confeccionados com barras de conexão de madeira (*Pinnus ellioti*) possuem custo final menor do que os confeccionados com barras de conexão de resina acrílica autopolimerizável. Porém a diferença do custo diminui quando se aumenta o número de pinos de inserção.

## 7 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

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 no tratamento de fraturas mandibulares produzidas em cães (*Canis familiaris*). **Revista Brasileira de Medicina Veterinária**. v. 23, n.2, p. 81-86, 2001.

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.

BRIGGS, B.T., CHAO E.Y.S. The mechanical performance of the standard Hoffman-Vidal external fixation apparatus. **Journal of Bone and Joint Surgery**, n. 64, p. 566-573, 1982.

BRINKER, W.O., PIERMATTEI, D.L., FLO, G.L. **Manual de ortopedia e tratamento das fraturas dos pequenos animais**. 3 ed. Editora Manole Ltda, 1999.

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, 1985.

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**. p. 24-27, 1997.

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. 2000.

COUTINHO, F.R.; SILVA, M.F.A.; BOTELHO, R.P.; FALCÃO, M.V.C.; SILVA JUNIOR, J.A. Uso de fixador externo de madeira associado a pino intramedular e hemicerclagem em osteossíntese de úmero em cão: relato de caso. **Anais do I Congresso de Clínicos Veterinários de Pequenos Animais do Mercosul.** P. 2, 1999.

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. Instrumentation for external fixation. **The Veterinary Clinics of North America (Small Animal Practice).** v.22, n.1, p. 19-43, 1992.

EGGER, E.L. Fixação esquelética externa. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais.** 2 ed., São Paulo, Ed. Manole, v.2, cap. 123, p. 1944-1961, 1998.

FALCÃO, Marcus Vinícius de Castro. **Avaliação mecânica de compressão axial em dois modelos de fixadores esqueléticos externos de baixo custo.** Seropédica: UFRRJ, 2004. 37p. (Dissertação, Mestrado em Medicina Veterinária, Clínica Médica Veterinária).

FOSSUM, T.W. Tratamento de fraturas específicas. In: FOSSUM, T.W. **Cirurgia de pequenos animais.** São Paulo: Roca, cap. 29, p. 854-977, 2002.

GOH, J.; THAMBYAH, A.; NOOR GHANI, BOSE, K. Evaluation of a simple and low cost external fixator. **Injury,** v. 28, n.1, p. 29-34, 1997.

GORSE, M. J. Using external skeletal fixation for fractures of the radius and ulna and tibia. *Vet Med*, v.93, p.463-467, 1998.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biologia e biomecânica das fraturas. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 2 ed., São Paulo, Ed. Manole, 1998, v. 2, cap. 120, p. 1891-1900.

JACKSON, L.C.; PACCHIANA, P.D. Common complications of fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**. n.19, v. 3, p. 168-79, 2004.

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.

LEWIS, D. D. & BLOOMBERG, M. S. **Fijacion óssea externa**. *Waltham Focus*, v.4, n.4, p.9-18, 1994.

MANO, E.B. Propriedades que caracterizam os materiais. In: **Polímeros como materiais de engenharia**. Editora Eggard Blucher Ltda, cap. 2, p. 7-45, 1991.

MARTINEZ, S.A.; ARNOCKY, S.P.; FLO, G.L.; BRINJER, W.O. Dissipation of heat during polymerization of acrylics used for external skeletal fixator connecting bars. **Veterinary Surgery**. v.26, p. 290-294, 1997.

MCPHERRON, 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.

MCLAUGHLIN, R. Intra-articular stifle fractures and arthrodesis. **The Veterinary Clinics of North America (Small Animal Practice)**. v. 23, n. 4, p. 877-895, 1993.

MEARS, D.C.; BEHRENS, F. The application and use of external fixation. In: MEARS, D.C. **External skeletal fixation**. Baltimore, Williams and Wilkins Co, 1983, p. 161-209

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.

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.

ROE, S.C.; KEO, T. Epoxy putty for free-form external skeletal fixators. **Veterinary Surgery**, v. 26, p. 472-477, 1997.

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 of Veterinary Research**. v. 55, n. 6, June, 1994.

SEVIC, N. TRIFFIT, 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 Congress, Argentina, Buenos Aires, 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.

STORK, C.K.; CANIVET, P.; 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.

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

WILLER, R.L.; EGGER, E.L.; HISTAND, M.B. Comparison of stainless steel versus acrylic for the connecting bar of external skeletal fixators. **Journal of the American Animal Hospital Association**. v. 27, 1991.