

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

GIULIANO BARBIERI

**Avaliação ultra-sonométrica da consolidação de  
osteotomias mediodiafisárias transversas em diferentes  
períodos. Estudo experimental em tíbias de carneiro**

Ribeirão Preto  
2004

GIULIANO BARBIERI

**Avaliação ultra-sonométrica da consolidação de osteotomias mediodiafisárias transversas em diferentes períodos. Estudo experimental em tíbias de carneiro**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas

Área de Concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri

Ribeirão Preto  
2004

## FICHA CATALOGRÁFICA

Barbieri, Giuliano

Avaliação ultra-sonométrica da consolidação de osteotomias mediodiafisárias transversas em diferentes períodos. Estudo experimental em tíbias de carneiro. Ribeirão Preto, 2004.

73 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Orientador: Barbieri, Cláudio Henrique.

1. Carneiro. 2. Osteotomia da tíbia. 3. Fixação externa flexível. 4. Consolidação. 5. Formação de calo ósseo. 6. Diâmetro. 7. Velocidade de propagação do ultra-som.

*À Deus, Pai Amado, pela simples  
oportunidade de estar aqui.  
Luz sempre presente em minha vida*



*Aos meus pais, Antonio e Solange, por ensinar-me o verdadeiro sentido da vida.*

*À minha irmã, Fabiana, pelo amor e carinho.*

*À Vanessa, colega e companheira, que em pouco tempo e de forma muito especial soube compartilhar as aflições, expectativas e alegrias.*

*À minha avó, Antonia, que esteve nos bastidores da minha vida pessoal, acreditando nos meus projetos e nos meus sonhos.*

*Ao Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri, pela especial e constante colaboração e incentivo na realização deste projeto.*

*A minha eterna gratidão...*

*À CAPES, pela concessão da bolsa de mestrado e pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.*

*Ao Prof. Dr. Helton L. A. Defino, pela amizade e solicitude.*

*Ao Prof. Dr. José Batista Volpon, pelos conselhos e por colocar a disposição a área experimental do Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP.*

*Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Pelá, pela atenção e apoio durante o processo de definição e orientação.*

*Ao Físico Paulo Sérgio de Matos, do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP-USP pela colaboração na realização e interpretação dos ensaios ultra-sonométricos das tíbias.*

*Aos engenheiros Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano e Carlos Alberto Moro, do Laboratório de Bioengenharia, pela contribuição nos estudos dos fixadores.*

*Aos técnicos do Laboratório de Bioengenharia Chico e Luiz Henrique, pela amizade, colaboração e auxílios técnicos prestados.*

*À Sra. Rose, sempre solícita, pela digitalização das imagens e contribuição na montagem gráfica deste trabalho.*

*Às secretárias Elisângela, Fátima e Maria Terezinha, pela amizade, paciência e colaboração durante toda a trajetória do mestrado.*

*Ao Prof. Dr. Jair Lício Ferreira Santos, do Departamento de Medicina Social da FMRP-USP, pela colaboração na interpretação dos ensaios estatísticos.*

*À Sra Cristina da Biblioteca Central da Prefeitura do Campus da USP-RP, pelas dicas e revisão das referências bibliográficas.*

*À todas as pessoas que estiveram direta e indiretamente ligadas ao desenvolvimento deste trabalho.*

*E aos animais que involuntariamente cederam seus corpos para este estudo...*

*“A raiz da nossa cegueira está no apego  
a qualquer coisa de um  
universo eternamente mutável”*

**Pensamento Budista**

## RESUMO

BARBIERI, G. **Avaliação ultra-sonométrica da consolidação de osteotomias mediodiafisárias transversas em diferentes períodos. Estudo experimental em tíbias de carneiro.** 2004. 73 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2004.

Foi realizado um estudo experimental sobre a avaliação ultra-sonométrica do processo de consolidação de tíbias de carneiros submetidas a osteotomia transversal mediodiafisária, estabilizada com um fixador externo flexível por diferentes períodos. Foram empregados no estudo 15 carneiros da raça Santa Inês, com massa corporal média de 37 Kg, divididos em três grupos experimentais de cinco animais cada, conforme o período de observação pós-operatória de 30, 45 e 60 dias, com um único grupo-controle composto pelas tíbias contra-laterais intactas dos 15 animais. As osteotomias foram realizadas nas tíbias direitas dos animais, ficando as tíbias esquerdas como controle. O processo de consolidação foi acompanhado por meio de avaliação radiográfica a cada duas semanas e, ao fim do período de observação estipulado para cada grupo, os animais foram sacrificados e as tíbias, removidas para a análise ultra-sonométrica. Foram medidos e correlacionados o diâmetro da tibia e a velocidade de propagação transversal do ultra-som na região da osteotomia em duas direções diferentes (perpendicular e paralela ao plano da tuberosidade anterior da tibia). Os resultados mostraram que a velocidade de propagação do ultra-som aumentou com o avançar da consolidação ( $\pm 5\%$ ), sendo as diferenças significantes em relação ao grupo-controle, mas não entre os grupo experimentais. Já os diâmetros, diminuíram nas duas direções medidas, sendo as diferenças significantes entre os grupos, com forte correlação negativa com a velocidade. Concluiu-se que o método de avaliação da consolidação pela ultra-sonometria é factível, com resultados confiáveis e precisos.

**Palavras-chave:** carneiro; osteotomia da tibia; fixação externa flexível; consolidação; formação de calo ósseo; diâmetro; velocidade de propagação do ultra-som.



## ABSTRACT

BARBIERI, G. **Ultrasonometric evaluation of the bone healing of transverse diaphyseal osteotomy in different periods. Experimental study in sheep tibiae.** 2004. 73 f. Dissertation (Master of Science) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2004.

An experimental study on the ultrasonometric evaluation of the bone healing process of the tibia of sheep submitted to a transverse diaphyseal osteotomy and stabilized with a flexible external fixator for different periods was carried out. Fifteen Santa Inês sheep weighing 37 kg on average were used and divided in three groups of five according to the postoperative period of observation of 30, 45 and 60 days, with a single control group composed of the untouched tibiae of the 15 animals. The osteotomies were performed on the right tibiae while the left tibiae were left for control. The healing process was followed with radiographic examination at two-week intervals and the animals were killed at the end of the period of observation of each group for removal of both operated on and untouched tibiae and ultrasonometric evaluation. Both diameter and ultrasound transverse propagation velocity were measured in two directions (perpendicular and parallel to the anterior tuberosity) at the osteotomy site and compared. The results showed that the ultrasound propagation velocity increased with time ( $\pm 5\%$ ), the differences between the experimental and control groups being significant, but not within the experimental groups. On the other hand, the diameters decreased in both directions, the differences between the experimental groups being significant, with a strong negative correlation with velocity. It was concluded that ultrasonometric evaluation of the bone healing process is feasible and the results are precise and reliable.

**Key words:** sheep; tibial osteotomy; flexible external fixation; bone healing; callus formation; diameter; ultrasound propagation velocity.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tanque acústico com a amostra a ser estudada entre o transdutor emissor (TE) e o receptor (TR).....	17
Figura 2 - Diagrama com a disposição da amostra no tanque utilizado para as medidas de tempo.....	20
Figura 3 - Desenho tridimensional de uma amostra seca de osso compacto (ROSS; REITH; ROMRELL, 1993).....	25
Figura 4 - Suprimento sanguíneo de um osso longo normal.....	25
(FOSSUM et al., 2001).....	25
Figura 5 - Osso fraturado com suprimento sanguíneo.....	26
extra-ósseo (FOSSUM et al., 2001). ....	26
Figura 6 - Cicatrização óssea (FOSSUM et al., 2001). ....	26
Figura 7 - Redução de fratura com fixador externo (FOSSUM et al., 2001).....	27
Figura 8 – Processo da cicatrização óssea. O defeito é primeiro preenchido por um hematoma (A), depois substituído por tecido de granulação (B), fibrocartilagem (C). A fibrocartilagem é mineralizada (D), formando osso esponjoso (E) e, finalmente, osso lamelar (F), quando ocorre remodelagem haversiana para eliminar o calo ósseo (FOSSUM et al., 2001). ....	28
Figura 9 - Esquema do princípio de funcionamento [figura adaptada de Fossum et al. (2001) e Moro, Paccola e Paulin (1989)]......	30
Figura 10 - Fio de Schanz para transfixação.....	33
Figura 11 - Vista tridimensional e dimensões da haste do fixador.....	34
Figura 12 - Vista bidimensional da presilha de conexão.....	34
Figura 13 - Dimensões da presilha de conexão.....	35
Figura 14 - Forma de conexão do Fixador Externo.....	35
Figura 15 – Procedimento cirúrgico. Utilização de um guia gabarito para a passagem dos fios (pinos) (A); passagem dos fios (B e C); acesso cirúrgico para a osteotomia (D); osteotomia na diáfise da tíbia (E); fratura reduzida com fixador externo flexível (F). ....	38
Figura 16 – Avaliações radiográficas do mesmo animal, obtidas no pós-operatório imediato (AI, antero-posterior; AII, lateral), com 15 dias (B), 30 dias (C), 45 dias (D) e 60 dias (E). Notar a linha da osteotomia de 1 mm de largura mantida pelo fixador externo no pós-operatório imediato e a progressiva formação do calo ósseo periosteal. ....	39
Figura 17 - Tanque acústico onde é posicionada a tíbia. TE (transdutor emissor); TR (transdutor receptor). ....	40
Figura 18 - Visão lateral do tanque acústico mostrando.....	41
a posição central do transdutor. ....	41
Figura 19 - Configuração mostrando o sistema de medidas ultra-sônicas: (1) tanque acústico com os transdutores acoplados, (2) equipamento, (3) osciloscópio e (4) micro computador. ....	42
Figura 20 - Diagrama em blocos do aparelho montado para gerar pulsos de.....	43
ultra-som de alta tensão e também para fazer a amplificação do sinal recebido. ....	43
Figura 21 - Modelo da peça de teflon usada para calibração do equipamento. ....	44
Figura 22 - Gráfico da velocidade do teflon e da água em função do número de medidas realizadas. ....	44
Figura 23 - Região de interesse na tíbia (em vermelho). ....	45
Figura 24 - Orientação da tíbia quanto a posição da sua crista.....	45
com relação ao TE. ....	45



Figura 25 - Sinais da água, do teflon, da tib90, da tib180, do calo 90 e calo180. As setas indicam o ponto de referência do sinal onde é tomado o tempo para o cálculo de velocidade. A linha de base dos sinais foi modificada para uma melhor visualização.....	49
Figura 26 – Médias dos diâmetros dos quatro grupos de tíbias.....	50
posicionadas em 180°.....	50
Figura 27 – Médias das VPUS dos quatro grupos ..... de tíbias posicionadas em 180°.....	51
Figura 28 – Correlação entre diâmetro e VPUS das tíbias em 180° (ajuste linear). Coeficiente de Correlação de Pearson: -0,8998 (p=0).....	52
Figura 29 – Médias dos diâmetros dos quatro grupos de tíbias.....	53
posicionadas em 90°.....	53
Figura 30 – Médias das VPUS dos quatro grupos de tíbias.....	54
posicionadas em 90°.....	54
Figura 31 – Correlação entre diâmetro e VPUS das tíbias em 90° (ajuste linear). Coeficiente de Correlação de Pearson: -0,9192 (p=0).....	55

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias de velocidades do som (DE MATOS, 2000; HILL, 1986; NJEH et al., 1997; WELLS, 1977).....	20
Tabela 2 - Média dos diâmetros (mm) dos quatro grupos de tíbias (180°).....	49
Tabela 3 - Resumo das médias de VPUS (m/s) das tíbias (180°).....	51
Tabela 4 - Média dos diâmetros (mm) dos quatro grupos de tíbias (90°).....	53
Tabela 5 - Resumo das médias de VPUS (m/s) das tíbias (90°).....	54



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FDA	Food and Drug Administration
g/cm <sup>2</sup>	gramas por centímetro quadrado
g/cm <sup>3</sup>	gramas por centímetro cúbico
BUA	broadband ultrasound attenuation
US	ultra-som
VS	velocidade do som
VA	velocidade aparente do som
S	stiffness
USO	ultra-sonometria óssea
MHz	Mega Hertz
m/s	metros por segundo
USP	Universidade de São Paulo
mm	milímetros
cm	centímetros
Kg	quilograma
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
SC	subcutânea
IM	intramuscular
IV	intravenosa
UI	unidades internacionais
mg	miligramas
VPUS	velocidade de propagação do ultra-som

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
°C	graus Celsius
°	graus
®	Marca registrada

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
1.1 Aspectos teóricos do ultra-som (US)	15
1.2 O ultra-som quantitativo	16
1.2.1 Velocidade do som (VS)	17
1.2.2 Determinação da velocidade	19
1.2.3 Ultra-sonometria e qualidade óssea	20
1.3 Osso longo	23
1.3.1 Considerações anatômicas	23
1.3.2 Considerações anatomo-histológicas do osso compacto	23
1.3.3 Consolidação óssea	24
1.4 A utilização dos fixadores externos	28
1.5 Aparência radiográfica da consolidação óssea	31
<b>2. OBJETIVOS</b>	<b>32</b>
<b>3. MATERIAL E MÉTODO</b>	<b>33</b>
3.1 Desenvolvimento de um fixador externo flexível	33
3.1.1- Fios de fixação	33
3.1.2 Barras do fixador e presilhas de conexão	33
3.2 Animais	35
3.2.1- Agrupamento dos animais com relação ao tempo de cicatrização óssea	36
3.2.2- Técnica anestésica e operatória	36
3.2.3 Pós-operatório	38
3.2.4 Sacrifício dos animais	39
3.2.5- Armazenamento das peças	40
3.3 Análise ultra-sonométrica	40
3.3.1 Tanque acústico	40
3.3.2 Gerador de sinal e transdutor	41
3.3.3 Calibração	43
3.3.4 Região de interesse	44
3.3.5 Procedimento para a realização das medidas ultra-sônicas	46
3.3.6 Definição do ponto de referência para os valores do tempo de percurso	46
3.4 Análise estatística	47
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>48</b>
4.1 Generalidades	48
4.2 Ponto de referência para os valores do tempo de percurso	48
4.3 Análise dos diâmetros das tíbias em 180°	49
4.4 Análise da VPUS das tíbias, em 180°.	50
4.5 Correlação entre diâmetro das tíbias e VPUS em 180°.	51
4.6 Análise dos diâmetros das tíbias em 90°	52
4.7 Análise da VPUS das tíbias, em 90°.	53
4.8 Correlação entre diâmetro das tíbias e VPUS em 90°.	55
<b>5. DISCUSSÃO</b>	<b>56</b>
<b>6. CONCLUSÕES</b>	<b>64</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>65</b>
<b>APÊNDICES</b>	<b>70</b>

## 1. Introdução

O processo de cicatrização de fraturas ósseas é tradicionalmente investigado pela avaliação radiográfica, que identifica a quantidade visualmente detectável de calo formado (MARKEL; CHAO, 1993). O exame radiográfico apenas mostra evidências da cicatrização óssea quando começa o processo de calcificação do calo periosteal e não é totalmente preciso (TIEDEMAN et al., 1990). Técnicas mais modernas, como a densitometria e a tomografia computadorizada, estão sendo utilizadas atualmente, não apenas como métodos de diagnóstico da osteoporose, mas também na avaliação da consolidação óssea. Apesar da evolução atual destas técnicas, elas envolvem o uso de radiação ionizante, que apresentam efeitos deletérios cumulativos sobre o organismo. Até por esse motivo, a procura por outros métodos igualmente sensíveis, mas de menor custo, maior praticidade e destituídos de efeitos deletérios é justificada, o ultra-som sendo um dos recursos de maior potencial.

Os estudos sobre a obtenção de imagens e dados de tecidos do organismo humano e animal, inclusive o osso, com o ultra-som começaram na década de 50, tendo sido demonstrada sua capacidade de discriminação tecidual. Na década de 80 começaram as aplicações do ultra-som com a finalidade de diagnosticar e medir a osteoporose, inclusive para prever o risco de fratura óssea (SIEVÄNEN et al., 2001; MARKEL; CHAO, 1993). Nos Estados Unidos, a Food and Drug Administration (FDA) tem liberado o uso clínico de alguns equipamentos de ultra-sonometria óssea para o diagnóstico da osteoporose, em especial aqueles que utilizam o calcâneo como sítio de medida e sistemas de transmissão da onda sonora com acoplamento por meio de gel ou de água (CASTRO; PINHEIRO; SZEJNFELD, 2000).



piezoelétrico geram potenciais elétricos que são utilizados para detecção das mesmas (DE MATOS, 2000).

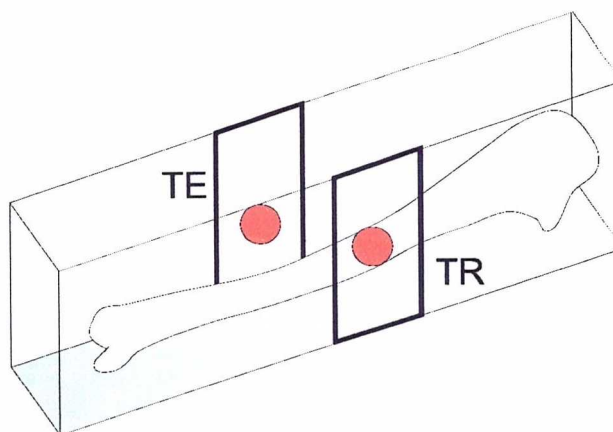
## 1.2 O ultra-som quantitativo

As propriedades do tecido ósseo podem ser estudadas pelo ultra-som, através das técnicas de reflexão ou de transmissão da onda sonora, sendo esta a mais utilizada. A técnica de transmissão utiliza dois transdutores de sinal sonoro, acoplados, um para emissão e outro para recepção da onda sonora, enquanto os sistemas com técnica de reflexão usam um mesmo transdutor para emissão e recepção da onda. Os aparelhos atualmente utilizados fornecem as seguintes variáveis: velocidade do som (VS), velocidade aparente do som (VA), coeficiente de atenuação do som (BUA) e índice "stiffness" (S) (GREGG et al., 1997).

A ultra-sonometria óssea (USO), para diagnóstico da osteoporose, pode ser realizada na patela e no calcâneo, compostos predominantemente por osso trabecular, na tíbia (osso cortical) ou nas falanges (trabecular e cortical) (NJEH; BOVIN; LANGTON, 1997). Os aparelhos de USO disponíveis comercialmente apresentam valores de referência e coeficientes de variação diferentes, uma vez que utilizam locais de medida, diâmetro de transdutores e frequências sonoras variadas.

A teoria da ultra-sonometria óssea de transmissão baseia-se na observação de que a onda sonora, ao atravessar o tecido ósseo, pode sofrer alterações em sua velocidade e amplitude, a depender das propriedades físicas do tecido. A técnica utiliza um tanque acústico com dois transdutores (emissor e receptor) montados no mesmo eixo, onde o tecido a ser estudado é colocado submerso em água entre eles (Figura 1). Também pode ser utilizada a técnica de transmissão por contato direto com a interposição de um gel de acoplamento para facilitar a passagem da onda do transdutor para o tecido. Os transdutores são conectados a um computador, o qual

permite a emissão da onda sonora numa frequência pré-estabelecida. A técnica é completamente automatizada e as medidas são realizadas através de equações matemáticas presentes no programa do computador, sem a interferência do examinador (GREGG et al., 1997; NJEH et al., 1997).



*Figura 1 - Tanque acústico com a amostra a ser estudada entre o transdutor emissor (TE) e o receptor (TR).*

### **1.2.1 Velocidade do som (VS)**

É considerada uma característica fundamental da propagação acústica dos tecidos, melhor do que as características de atenuação ou espalhamento, influenciadas por algumas variações na velocidade. A velocidade do som é uma grandeza de fácil medição em níveis moderados de precisão (1%), mas torna-se difícil se houver necessidade de exatidão absoluta e maior precisão. No caso de tecidos biológicos, a precisão dos métodos usada por alguns pesquisadores é raramente boa o bastante para observar a dispersão da velocidade sobre a variação da frequência de interesse médico (HILL, 1986).

A velocidade aparente (VA) é a medida da velocidade do som no osso, desprezando-se os valores da velocidade ao atravessar a interface de água e os tecidos moles. Teoricamente, é mais fidedigna que a velocidade do som (VS), mas

na prática não é superior à VS. Devido a sua maior dificuldade técnica, tem sido pouco utilizada (CASTRO; PINHEIRO; SZEJNFELD, 2000; FOLDES et al., 1995).

Existem dois métodos de medidas da velocidade do som, o absoluto e o relativo. As técnicas de medida absoluta não são apropriadas para estudos de tecidos biológicos, onde é difícil medir com exatidão o comprimento do trajeto percorrido ou, ainda, variá-lo. Métodos relativos são possibilitados pela existência de dados de confiança já publicados para os valores da velocidade absoluta do som, disponíveis para um grande número de substâncias, e que podem ser usados como meio de referência. O meio mais comum de referência é a água pura, podendo-se usar a água salina, conhecida a concentração de cloreto de sódio. A precisão de um método de medida relativa estará limitada pela exatidão da medida feita sobre o meio de referência (DE MATOS, 2000).

A temperatura é uma variável importante para se considerar quando são feitas medidas da velocidade do som. Em um estudo realizado com calcâneos de cadáveres humanos, pela técnica de transmissão, onde a peça ficou imersa em água durante as análises, os autores encontraram uma correlação negativa entre a temperatura da amostra e da água com a VS (POCOCK et al., 2000).

A alta velocidade do som e atenuação no osso é acompanhada por um grau de dispersão relativamente grande, fato que se acredita ser predominantemente devido ao espalhamento. A estrutura óssea, altamente anisotrópica, promove uma dispersão da velocidade entre 1% e 12%, aproximadamente, sobre uma variação de frequência de 1 até 3 MHz, dependendo do tipo de osso e da direção de propagação do som (DE MATOS, 2000).



### 1.2.2 Determinação da velocidade

Para o cálculo da velocidade do som na água e em outros meios, usa-se o princípio do tempo de percurso da energia do sinal recebido. Nesta situação, mede-se o tempo de percurso no meio de referência e, depois, faz-se a mesma medida com a amostra entre os transdutores. Segundo Alves (1996), Evans e Tavakoli (1990), Kotzki et al. (1994), McCloskey et al. (1990), Nicholson et al. (1996), Tavakoli e Evans (1991) e Zagzebski et al. (1991), o cálculo da velocidade do som num determinado objeto é feito conforme a equação:

$$V_s = \frac{1}{\frac{1}{V_r} - \frac{(\tau_r - \tau_s)}{d}}$$

em que:

$\tau_s$ : tempo de percurso do sinal com a amostra;

$\tau_r$ : tempo de percurso do sinal no meio de referência (água);

$V_s$ : velocidade do som na amostra;

$V_r$ : velocidade do som no meio de referência (água); e

$d$ : comprimento amostra (Figura 2)

A reprodutibilidade das medidas efetuadas com o equipamento é aferida pela realização periódica de medidas em um material de referência (teflon), o que permite corrigir valores e assegura melhores resultados para os parâmetros velocidade e atenuação (DE MATOS, 2000). De Matos (2000), Hill (1986), Njeh et al. (1997) e Wells (1977) descreveram os valores médios da velocidade do ultra-som em diferentes tecidos biológicos, na água e no teflon (Tabela 1).



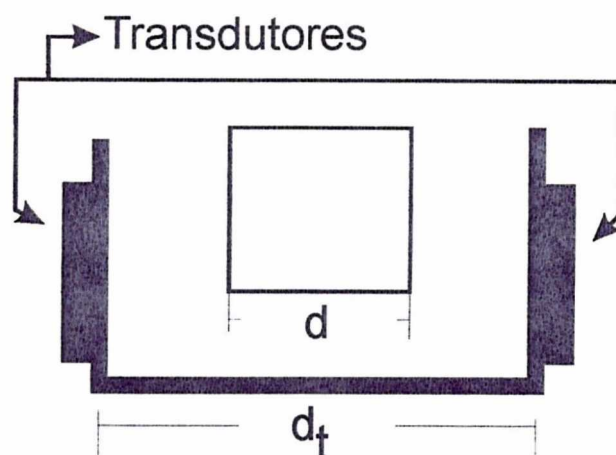


Figura 2 - Diagrama com a disposição da amostra no tanque utilizado para as medidas de tempo.

Tabela 1 – Médias de velocidades do som (DE MATOS, 2000; HILL, 1986; NJEH et al., 1997; WELLS, 1977).

<b>Meio analisado</b>	<b>Médias de velocidade do som (m/s)</b>
Água	1.500
Teflon	1.250
Tecido adiposo	1.450
Tecidos moles	1.500 a 1.600
Osso trabecular	1.600 a 2.000
Osso cortical	2.500 a 4.000

### 1.2.3 Ultra-sonometria e qualidade óssea

Diversos trabalhos na literatura avaliaram a correlação entre a USO e os parâmetros estruturais do osso (GLUER; WU; GENANT, 1993; HANS et al., 1995; TURNER; EICH, 1991). Estes autores concluíram que a USO oferece uma medida indireta da anisotropia e da qualidade óssea. Gluer, Wu e Genant (1993), avaliando cubos de osso trabecular extraídos de fêmur bovino, observaram que os valores de

BUA e VS se alteravam linearmente de acordo com o alinhamento trabecular e a conectividade do tecido ósseo. No osso cortical, a velocidade de propagação da onda ultra-sônica é dependente da elasticidade, densidade e homogeneidade (PREVRHAL et al., 2001).

Njeh et al. (1997) avaliaram o método da USO para prever a resistência mecânica do tecido ósseo em humanos. Vinte e três cabeças femorais extraídas de pacientes com osteoartrose foram submetidas a exames de USO e densidade óssea. O módulo de Young (resistência e rigidez mecânicas) foi determinado, em seguida, através de testes de compressão. Tanto a USO quanto a densidade óssea foram relacionadas à resistência mecânica do osso analisado.

Turner e Eich (1991), utilizando um modelo *in vitro* de osso trabecular bovino, demonstraram a capacidade da USO em prever a resistência mecânica do tecido ósseo.

Em um estudo *in vivo*, onde foram analisadas tíbias de humanos, foi demonstrada correlação positiva entre velocidade do som, densidade e espessura da parede cortical. Para cada indivíduo, foram realizadas três tomadas de ultra-som no mesmo sítio de avaliação (ponto médio da linha entre o ápice do maléolo medial e o ápice do côndilo medial), utilizando uma frequência em torno de 1 MHz (SIEVÄNEN et al., 2001).

Considerando que técnicas que utilizam radiação ionizante na avaliação óssea podem provocar alterações teciduais, potencialmente influenciando o desenvolvimento fetal e o crescimento na infância, Lee, Coan e Bouxsein (1997) e Lequin et al. (2000), relatam sobre as vantagens da utilização da USO em mulheres grávidas e crianças. Lequin et al. (2000) encontraram correlação positiva entre a idade das crianças, a velocidade do som e a densidade óssea cortical.

Siegel, Anast e Fields (1958), analisando a cicatrização óssea em fraturas tibiais de coelhos, concluíram que a velocidade de propagação do ultra-som no osso fraturado, com o tempo pós-fratura e o evoluir da consolidação, tende a se aproximar da velocidade do osso saudável.

Gerlanc et al. (1975), em estudo realizado em tíbias fraturadas de humanos nos quais analisaram a cicatrização óssea normal, demonstraram que a velocidade da propagação do som inicialmente decai, depois aumenta gradativamente até chegar a 95% do valor normal (osso contra-lateral), após 12 meses da fratura. Os autores concluíram que a medida da velocidade do som pode ser usada clinicamente como um instrumento para monitorar a cicatrização óssea.

Gerlanc et al. (1975) e Siegel, Anast e Fields (1958), mediram a velocidade de propagação do ultra-som no osso, utilizando a técnica de transmissão sobre a superfície cortical, em que os transdutores (emissor e receptor) são colocados perpendicularmente sobre a tíbia (*in vivo*), separados por uma distância pré-determinada e paralelos entre si.

Em um estudo mais recente, onde foi utilizado um aparelho comercialmente disponível<sup>1</sup> para análise de tíbias humanas intactas no diagnóstico da osteoporose, os autores também demonstraram um grande aumento da velocidade com o progresso da cicatrização óssea (SAULGOZIS et al., 1996).

Os valores da velocidade de propagação do som variam de paciente para paciente. Um único valor proposto de velocidade não pode ser usado como indicativo da consolidação óssea completa. O osso contra-lateral pode ser utilizado para comparações, indicando o valor do ponto final da cicatrização óssea, pois

---

<sup>1</sup> SoundScan 2000® - Myriad Ultrasound Systems Ltd, Israel.



alguns autores demonstraram que não ocorrem mudanças significativas na densidade do osso não fraturado contra-lateral, desde a ocorrência da fratura até a cicatrização total do osso fraturado (CATTERMOLE et al., 1997; SAULGOZIS et al., 1996; ULIVIERI et al., 1990).

### **1.3 Osso longo**

#### **1.3.1 Considerações anatômicas**

Como um osso longo típico, a tíbia é constituída de uma diáfise e duas epífises, que se prolongam da diáfise por uma região intermediária, a metáfise. A diáfise é composta por osso cortical compacto disposto na forma de um cilindro que circunda a cavidade medular, a qual contém a medula óssea. A cavidade medular, particularmente na região metafisária, também contém osso esponjoso, ou reticular, que é constituído de finas espículas ósseas denominadas trabéculas. As epífises são compostas de osso reticular circundado por uma delgada camada de osso compacto (SWENSON; REECE, 1996).

#### **1.3.2 Considerações anatomo-histológicas do osso compacto**

Os canais que correm paralelos ao eixo longitudinal do osso são os canais de Havers, que contêm vasos sanguíneos sustentados por tecido conjuntivo e que se comunicam com a superfície externa e a cavidade medular pelos chamados canais de Volkmann, dispostos perpendicularmente ao eixo longitudinal do osso. A unidade estrutural do osso compacto é o sistema de Havers, ou osteon, que consiste em um canal de Havers central circundado por camadas ósseas concêntricas, as lamelas. As células ósseas, denominadas de osteócitos, estão contidas dentro de cavidades em forma de melão, denominadas de lacunas, e se comunicam umas com as outras e com o canal de Havers através de uma rede ramificada de canalículos (Figura 3).

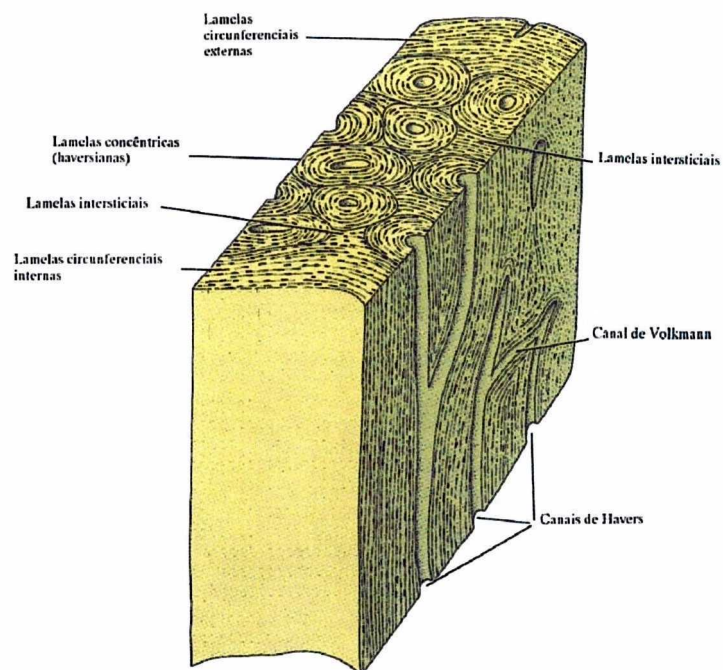
Exceto nas superfícies articulares, o osso é recoberto externamente por uma camada densa de tecido conjuntivo, o perióstio, que se fixa ao osso por feixes de colágeno conhecidos como fibras de Sharpey e por pequenos vasos sanguíneos. O perióstio apresenta o potencial para formar tecido ósseo. A cavidade medular do osso é recoberta por uma camada delgada de tecido conjuntivo, o endóstio, que também reveste as cavidades dos canais de Havers do osso cortical compacto (ROSS; REITH; ROMRELL, 1993; SWENSON; REECE, 1996).

### **1.3.3 Consolidação óssea**

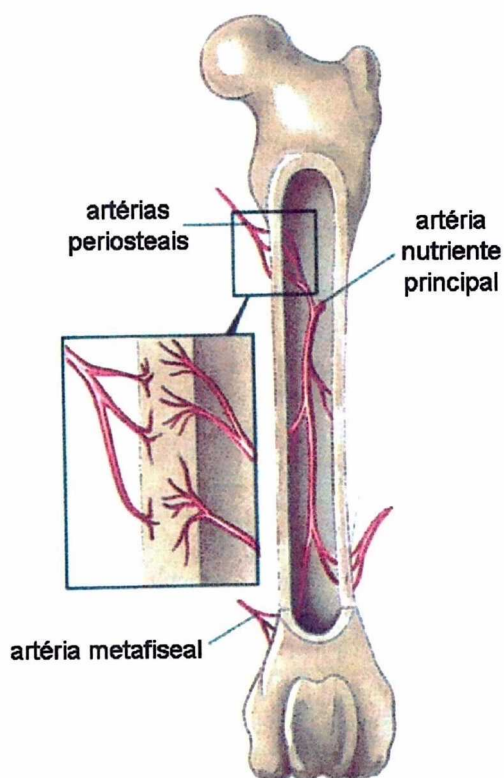
Todos os processos fisiológicos que ocorrem dentro do osso, compreendendo os processos de reparo durante a cicatrização de uma fratura, são dependentes de suprimento sanguíneo adequado. A circulação sanguínea normal dos ossos longos consiste de suprimento aferente da artéria nutriente principal, de artérias metafisárias proximais e distais e de artérias periosteais que penetram no osso em áreas de forte ligação fascial. A direção do fluxo sanguíneo através da diáfise é centrífuga (do canal medular para o perióstio). Em condições normais, a pressão medular restringe o fluxo sanguíneo periosteal aos dois terços externos da espessura da cortical (Figura 4).

A circulação medular é interrompida na maioria das fraturas de ossos longos. No início, os componentes pré-existent da vasculatura normal aumentam para suprir a área lesada. Além disso, desenvolve-se suprimento vascular extra-ósseo temporário nos tecidos moles circundantes para nutrir o calo periosteal inicial (Figura 5).

À medida que a cicatrização óssea progride e a estabilidade se restaura, é restabelecido o suprimento sanguíneo. A circulação extra-óssea diminui e volta a predominar o fluxo medular centrífugo (Figura 6).

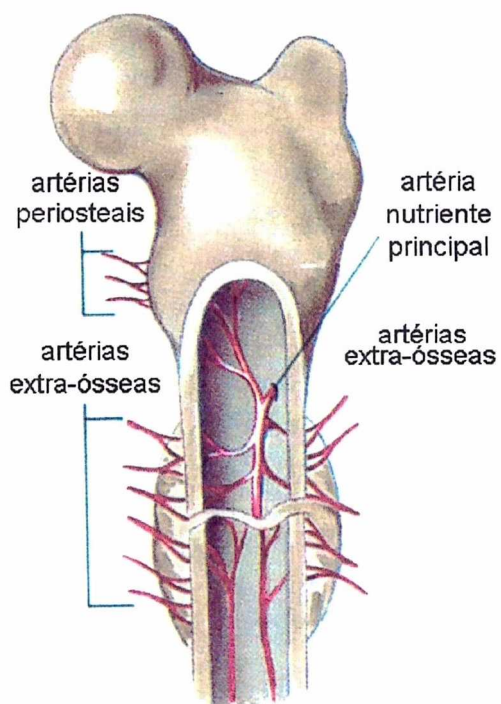


*Figura 3 - Desenho tridimensional de uma amostra seca de osso compacto (ROSS; REITH; ROMRELL, 1993).*

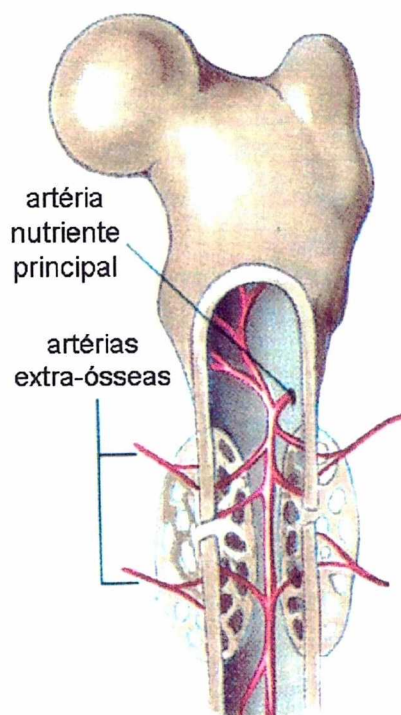


*Figura 4 - Suprimento sanguíneo de um osso longo normal (FOSSUM et al., 2001).*



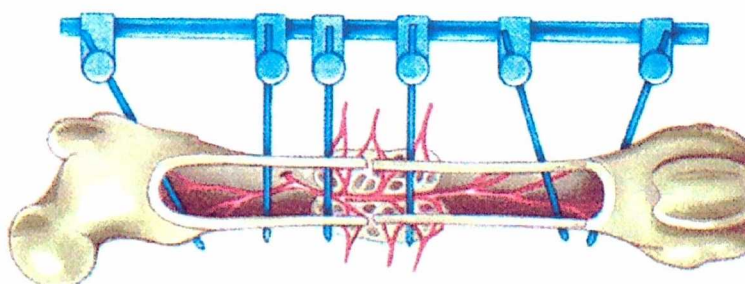


*Figura 5 - Osso fraturado com suprimento sanguíneo extra-ósseo (FOSSUM et al., 2001).*



*Figura 6 - Cicatrização óssea (FOSSUM et al., 2001).*

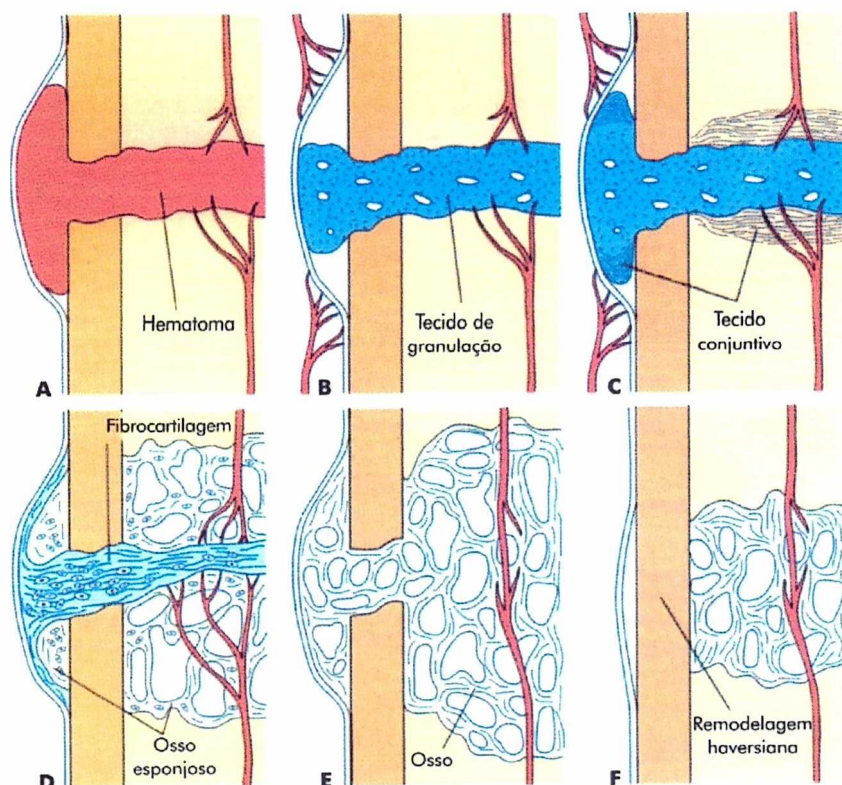
A redução fechada da fratura com a utilização de fixadores externos provoca mínima ruptura dos tecidos moles circundantes e do suprimento sanguíneo extra-ósseo recém formado, sendo, portanto, uma técnica muito fisiológica, podendo ser indicada sempre que possível (Figura 7).



*Figura 7 - Redução de fratura com fixador externo (FOSSUM et al., 2001).*

De início, como demonstra a Figura 8, as fendas da fratura são ligadas por tecidos que resistem a alguns movimentos existentes no foco (hematoma e tecido de granulação); esses tecidos são substituídos em seqüência por aqueles que aumentam a rigidez óssea (tecido conjuntivo fibroso, fibrocartilagem, osso lamelar). A seqüência de neoformação tecidual nas fendas da fratura, que ocorre na cicatrização óssea indireta, culmina em mineralização da fibrocartilagem, que começa nas superfícies dos fragmentos e continua em direção ao centro da fenda, formando osso trabecular trançado. Ocorre reabsorção local do osso inicial, seguida de vascularização das cavidades de reabsorção e substituição por osso lamelar. A formação e reabsorção contínuas do osso lamelar nos locais da fratura resultam em remodelagem do calo ósseo cortical (SWENSON; REECE, 1996; FOSSUM et al., 2001).





*Figura 8 – Processo da cicatrização óssea. O defeito é primeiro preenchido por um hematoma (A), depois substituído por tecido de granulação (B), fibrocartilagem (C). A fibrocartilagem é mineralizada (D), formando osso esponjoso (E) e, finalmente, osso lamelar (F), quando ocorre remodelagem haversiana para eliminar o calo ósseo (FOSSUM et al., 2001).*

#### 1.4 A utilização dos fixadores externos

O tratamento de fraturas com o uso de fixação externa é um método já amplamente difundido na medicina ortopédica. Sua indicação se faz, principalmente, para as fraturas expostas e pseudoartroses infectadas (MÜLLER; ALLGOWER; SCHNEIDER, 1991). O desenvolvimento e o aprimoramento dos fixadores externos, com o propósito de associar simplicidade e eficiência, vem sendo a principal preocupação de diversos autores. Para a obtenção do máximo de benefício dos fixadores externos no tratamento da consolidação óssea, são necessários conhecimentos básicos da biomecânica dos aparelhos e da quantidade de cargas fisiológicas através do foco da fratura (LEIVAS et al., 1997).

Wu et al. (1984) relataram a formação de dois colares na região subperiosteal que gradualmente se aproximam um do outro até que a consolidação seja estabelecida, o que é definido como calo externo, fenômeno relacionado, dentre outros fatores, com a presença de movimento no foco da fratura. Estes movimentos interfragmentários, sob condições controladas, podem induzir a formação de calo periosteal volumoso, contribuindo para acelerar o processo de reparação da fratura (DE BASTIANI; ALDEGHERI; RENZI BRÍVIO, 1984; WU et al., 1984). O estágio posterior da consolidação seria a remodelação óssea, em que o osso neoformado se adaptará à nova função, de acordo com o estado de tensões a que o osso estiver submetido, sendo explicada pela lei de Wolff (MORO; PACCOLA; PAULIN, 1989).

De Bastiani, Aldegheri e Renzi Brívio (1984) desenvolveram um modelo confeccionado em duralumínio com junta universal em esfera, dotado de um dispositivo que permite a dinamização para transferência de carga ao foco da fratura (abertura e fechamento alternados da fenda da fratura), com o que obtiveram ótimos resultados.

O estímulo dos movimentos interfragmentários à consolidação óssea está relacionado com a magnitude do movimento. Wolf et al. (1998) e Claes, Wolf e Augat (2000), demonstraram efeitos benéficos no desenvolvimento do calo ósseo com 0,5 mm de movimento axial, enquanto que Augat et al. (2001) encontraram melhores resultados com micro-movimentos de 0,2 mm. A magnitude dos micromovimentos com potencial de efeitos benéficos provavelmente se situa entre esses dois valores, abaixo dos quais seriam ineficazes e acima, danosos.

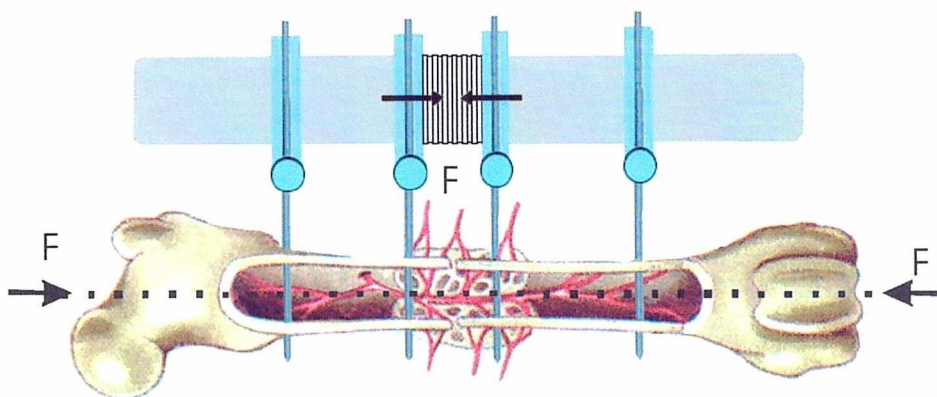
Outro fator importante para a consolidação óssea é o da largura da fenda da fratura. Claes et al. (1997), em estudo com osteotomia transversal da diáfise de metatarsianos de ovelhas fixados com um fixador externo que proporcionava certo



grau de mobilidade axial, demonstraram que o processo de reparação óssea foi maior para o espaçamento de até 2 mm, diminuindo conforme aumentava a largura da fenda da osteotomia.

Em pacientes humanos com diferentes fraturas na diáfise da tíbia, submetidos a intervenção cirúrgica e instalação de um fixador externo unilateral com determinado grau de flexibilidade, observou-se que, com 12 semanas de tratamento, as fraturas simples apresentaram um excelente processo de união; já nas fraturas complexas, foi necessário um período de 26 semanas para que ocorresse uma consolidação adequada (SCHMIDT; RORABECK, 1983).

A flexibilidade do fixador externo pode ser conferida pela interposição de um dispositivo flexível no meio de seu corpo, separando sua duas partes principais, rígidas. Ao se deformar ciclicamente, esse dispositivo transmite movimento e carga ao foco da fratura (Figura 9).



*Figura 9 - Esquema do princípio de funcionamento [figura adaptada de Fossum et al. (2001) e Moro, Paccola e Paulin (1989)].*

### **1.5 Aparência radiográfica da consolidação óssea**

Radiografias seqüenciais, obtidas a intervalos regulares, permitem a avaliação da cicatrização da fratura. Deve sempre ser obtida uma ainda no período intra-operatório, para avaliar o alinhamento dos segmentos ósseos e a posição do implante; as demais são obtidas a intervalos de duas semanas, até a consolidação final. O desenvolvimento do calo periosteal indica que está ocorrendo formação óssea. O preenchimento das linhas de fratura com osso indica cicatrização direta. O tipo de cicatrização está diretamente relacionado com o sistema de fixação utilizado.

A cicatrização óssea com fixadores externos pode ser direta ou indireta, ou combinada, dependendo do tipo de fratura, ambiente mecânico produzido pelos fixadores e grau de reconstrução óssea. Em geral, encontra-se formação tanto de calo periosteal como endosteal. As fraturas simples reduzidas de forma anatômica e estabilizadas com rigidez cicatrizam com mínimo calo endosteal e periosteal. À medida que a rigidez do fixador diminui, um calo maior se torna evidente. Os fixadores devem ser removidos após o desaparecimento das linhas de fratura (união óssea) (FOSSUM et al., 2001).

## **2. Objetivos**

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um método de avaliação da cicatrização óssea através da utilização do ultra-som quantitativo, pela análise da velocidade de propagação do ultra-som, empregando como modelo a osteotomia transversa mediodiafisária de tíbias de carneiros, fixadas com um fixador externo flexível por diferentes períodos.

### 3. Material e Método

#### 3.1 Desenvolvimento de um fixador externo flexível

Os fixadores foram confeccionados na Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto, com base em um modelo desenvolvido por Moro, Paccola e Paulin (1989). São compostos por fios de fixação, conexões e hastes, de comprovada resistência mecânica e biocompatibilidade.

##### 3.1.1- Fios de fixação

Os fios de fixação utilizados são do tipo Schanz, confeccionados em aço inoxidável de qualidade médica (316L)<sup>2</sup>, com quatro milímetros de diâmetro (Figura 10).

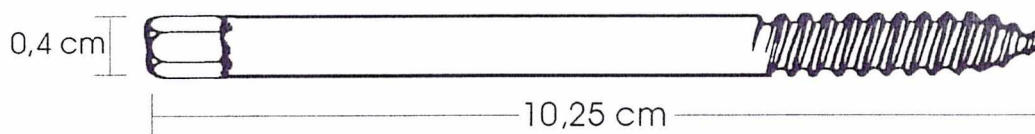


Figura 10 - Fio de Schanz para transfixação.

##### 3.1.2 Barras do fixador e presilhas de conexão

As hastes dos fixadores também foram confeccionadas com tubos de alumínio<sup>3</sup> de 19 mm de diâmetro devido à sua leveza. Eram compostas por seções de 9,0 cm de comprimento, solidarizadas por meio de um cilindro sólido de nylon, ranhurado para provimento de flexibilidade (Figura 11).

---

<sup>2</sup> Trautec®

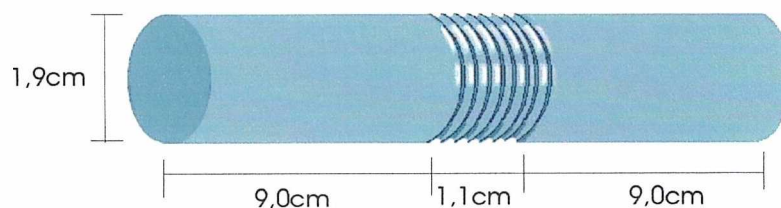


Figura 11 - Vista tridimensional e dimensões da haste do fixador

As presilhas de conexão foram confeccionadas também em alumínio<sup>3</sup>, utilizando blocos retangulares no qual era feito um orifício de 1,92 mm de diâmetro e uma fenda em um dos lados, para permitir tanto a conexão como o aperto na haste do fixador (Figuras 12 e 13). Na figura 12 observa-se a posição relativa entre um fio de Schanz e a presilha.

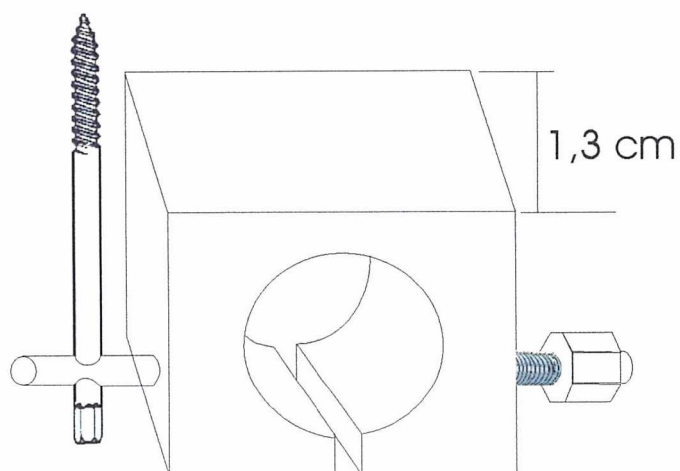
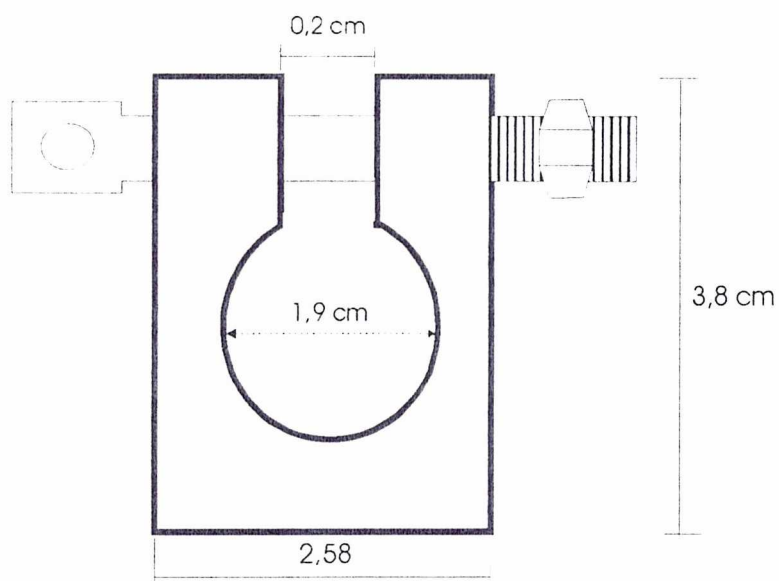


Figura 12 - Vista bidimensional da presilha de conexão

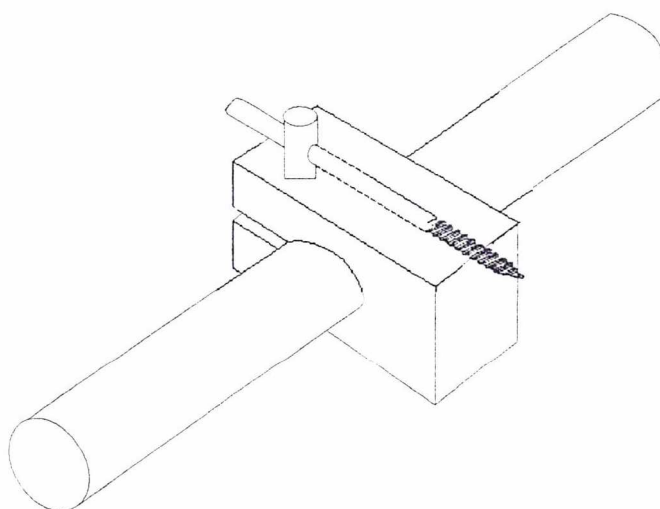
<sup>3</sup> 6063, ALCOA.





*Figura 13 - Dimensões da presilha de conexão*

O fio de Schanz era adaptado na mesma peça que realizava o aperto da presilha de fixação na haste do fixador (Figura 14).



*Figura 14 - Forma de conexão do Fixador Externo.*

### **3.2 Animais**

Foram utilizados 15 carneiros adulto-jovens (idade média de um ano), com massa corporal média de 37 Kg, da raça Santa Inês, procedentes do Biotério Central



da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto. Após um período de avaliação, em que receberam cuidados veterinários, como vermifugação, vacinação e revisão dos cascos para evitar defeitos de aprumo, os animais considerados aptos foram submetidos à cirurgia e mantidos isoladamente por um período de cinco dias no Biotério do Laboratório de Bioengenharia da FMRP. Posteriormente, foram enviados a uma baia coletiva de até cinco animais. A dieta durante todo o período experimental constou de ração ovina balanceada, sal mineral, capim, feno selecionado e água *ad libitum*.

Padronizou-se a tíbia direita para a realização do procedimento cirúrgico, sendo que ambas as tíbias de cada animal foram utilizadas na análise ultrassonográfica.

### **3.2.1- Agrupamento dos animais com relação ao tempo de cicatrização óssea**

Os animais foram divididos em três grupos de cinco animais cada (Grupos 1, 2 e 3, respectivamente), conforme o período de observação pós-operatória até a data do sacrifício, de 30, 45 e 60 dias. Foram utilizadas as tíbias não tratadas dos 15 animais, para o Grupo controle. Os procedimentos operatórios foram realizados entre abril e dezembro de 2002.

### **3.2.2- Técnica anestésica e operatória**

Os animais foram mantidos em jejum total por um período pré-operatório de 24 horas. A pré-anestesia foi realizada com sulfato de atropina a 1%, na dose de 0,05 mg/Kg por via subcutânea (SC), e xilazina na dose de 0,22 mg/Kg por via intramuscular (IM). A anestesia foi realizada com tiopental sódico, na dose de 12,5 mg/Kg por via intravenosa (IV). Foi cateterizada a veia jugular para manutenção anestésica e fluidoterapia de apoio com solução de cloreto de sódio a 0,9%. Foi

estabelecido que os procedimentos operatórios seriam realizados na tíbia direita, devidamente preparada com ampla tricotomia, anti-sepsia e isolamento com campos cirúrgicos esterilizados.

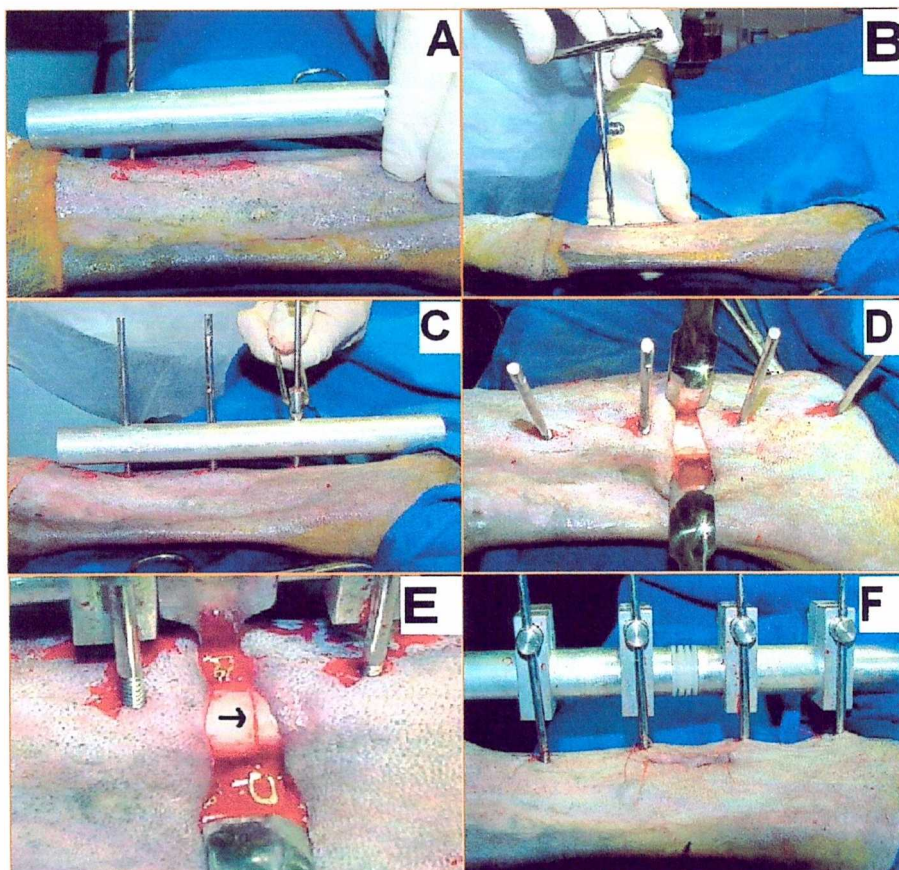
Tanto a instalação do fixador externo como a osteotomia foram realizadas pela face anteromedial da tíbia. O primeiro passo operatório era a instalação do fixador externo, o que era realizado com o auxílio de um instrumento-gabarito para localizar precisamente os pontos de entrada dos fios autoperfurantes de Schanz, que distavam 4 cm um do outro. Marcados os pontos, era feita uma incisão de 1,5 cm na pele e os fios eram passados com o auxílio de um guia de brocas, de modo a transfixar as duas corticais diametralmente opostas. Foram introduzidos quatro fios em cada tíbia, tão rigorosamente paralelos entre si quanto possível, o que era facilitado pelo uso do gabarito. Em seguida, foi instalada a haste de conexão do fixador, presa aos fios por meio das presilhas dotadas de porcas de aperto no sentido horário, que eram apertadas antes da realização da osteotomia; estipulou-se a distância de 2 cm entre a haste e a superfície do membro, para maior estabilidade do sistema. A tíbia foi abordada através de uma incisão cutânea longitudinal de aproximadamente 3 cm de comprimento, entre os dois fios centrais do fixador. Utilizou-se uma serra vibratória com lâmina de 1 mm de espessura para a realização da osteotomia transversal mediodiafisária. Após esse procedimento, a musculatura foi suturada com fio absorvível de poliglactina 910<sup>4</sup> e a pele, com nylon monofilamentoso<sup>5</sup>. Um curativo oclusivo era colocado sobre as incisões e aí mantido por meio de enfaixamento.

---

<sup>4</sup> Vicryl 2-0, Ethicon®

<sup>5</sup> Superlon 2-0, Cirumédica®



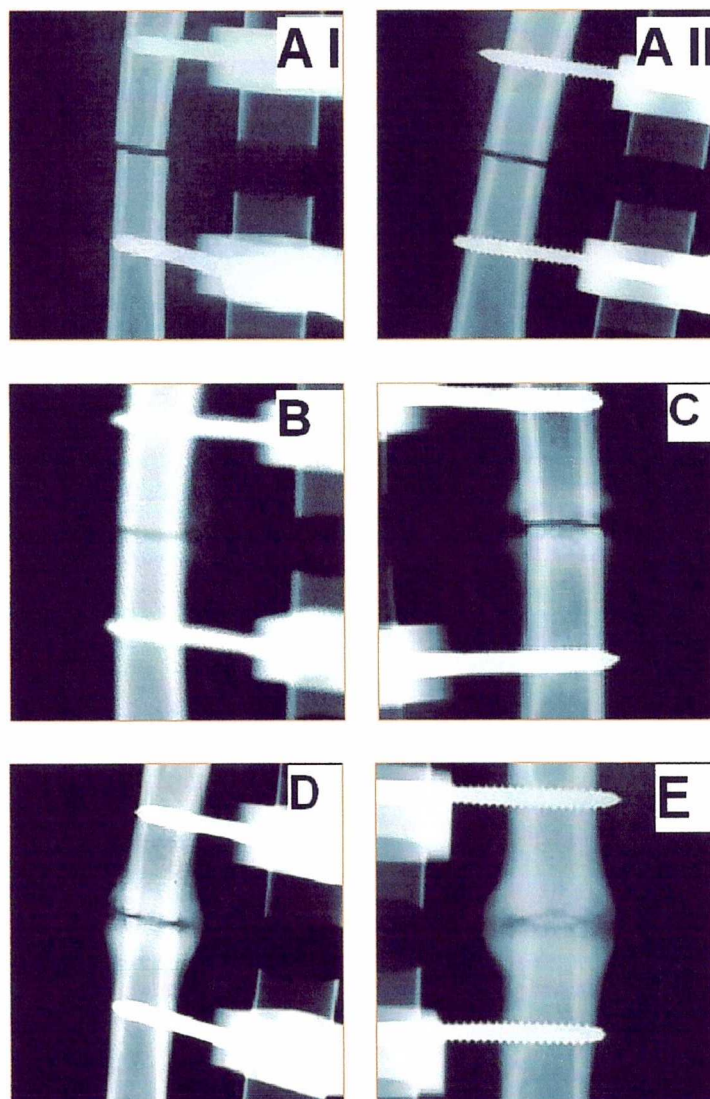


*Figura 15 – Procedimento cirúrgico. Utilização de um guia gabarito para a passagem dos fios (pinos) (A); passagem dos fios (B e C); acesso cirúrgico para a osteotomia (D); osteotomia na diáfise da tíbia (E); fratura reduzida com fixador externo flexível (F).*

### **3.2.3 Pós-operatório**

Como medida profilática, foi realizada a antibióticoterapia com uma associação de penicilinas, na dose de 40.000 UI/Kg por via IM. A terapia analgésica e antiinflamatória foi realizada com cetoprofeno na dose de 2 mg/Kg por via IM, durante cinco dias. Os curativos eram trocados a intervalos de dois dias, até a cicatrização das feridas operatórias.

Os animais foram submetidos a controle radiográfico para a avaliação da evolução do calo ósseo, no pós-operatório imediato e a cada 15 dias, até a data do sacrifício para ressecção da tíbia (Figura 16).



*Figura 16 – Avaliações radiográficas do mesmo animal, obtidas no pós-operatório imediato (A I, antero-posterior; A II, lateral), com 15 dias (B), 30 dias (C), 45 dias (D) e 60 dias (E). Notar a linha da osteotomia de 1 mm de largura mantida pelo fixador externo no pós-operatório imediato e a progressiva formação do calo ósseo periosteal.*

### **3.2.4 Sacrifício dos animais**

Após permanecerem com o fixador externo durante o tempo estabelecido para cada grupo experimental, os animais foram sacrificados com uma superdosagem intravenosa de tiopental sódico a 2,5%. Em seguida, utilizou-se uma quantidade suficiente de cloreto de potássio para causar parada cardíaca.



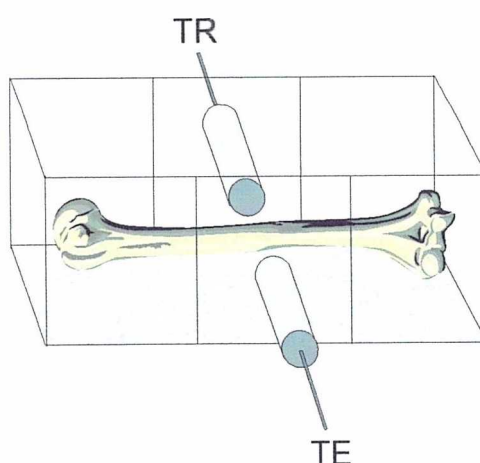
### 3.2.5- Armazenamento das peças

Logo após o sacrifício, as duas tíbias de cada animal eram desarticuladas e dissecadas, restando apenas o osso íntegro, embaladas em sacos plásticos individuais devidamente identificados, lacrados e congeladas em freezer horizontal a uma temperatura média de  $-20^{\circ}\text{C}$ .

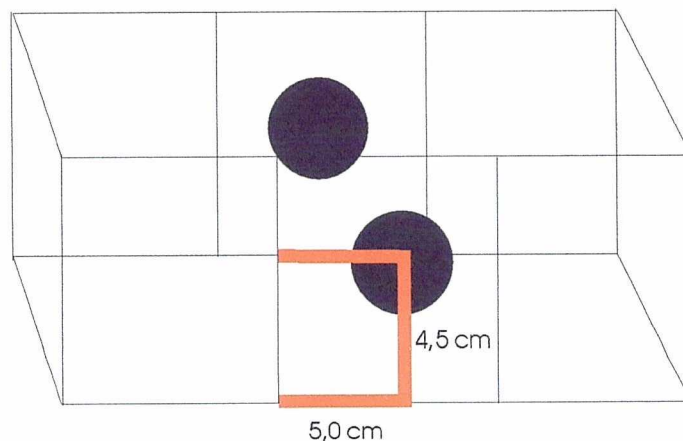
## 3.3 Análise ultra-sonométrica

### 3.3.1 Tanque acústico

As medidas da velocidade do som foram realizadas em um tanque acústico confeccionado em acrílico, com 35 cm de comprimento, 10 cm de altura e 9 cm de largura, dimensões adequadas para adaptar a tíbia por inteiro no seu interior (figura 17). Uma janela quadrada de 9 cm de largura foi confeccionada em cada uma das laterais do tanque, para acoplamento dos transdutores ultra-sônicos, o que permitia trocá-los ou movimentá-los conforme a situação exigisse, sem necessariamente trocar o tanque, somente a janela (figura 18).



*Figura 17 - Tanque acústico onde é posicionada a tíbia. TE (transdutor emissor); TR (transdutor receptor).*



*Figura 18 - Visão lateral do tanque acústico mostrando a posição central do transdutor.*

### 3.3.2 Gerador de sinal e transdutor

Os transdutores foram confeccionados usando pastilhas de PZT-5 (material piezoelétrico) em forma de disco, com 12 mm de diâmetro e frequência de 1 MHz. Esses transdutores eram acoplados um de cada lado do tanque acústico, com seus centros alinhados, um funcionando como transdutor emissor e outro, como receptor (figura 17).

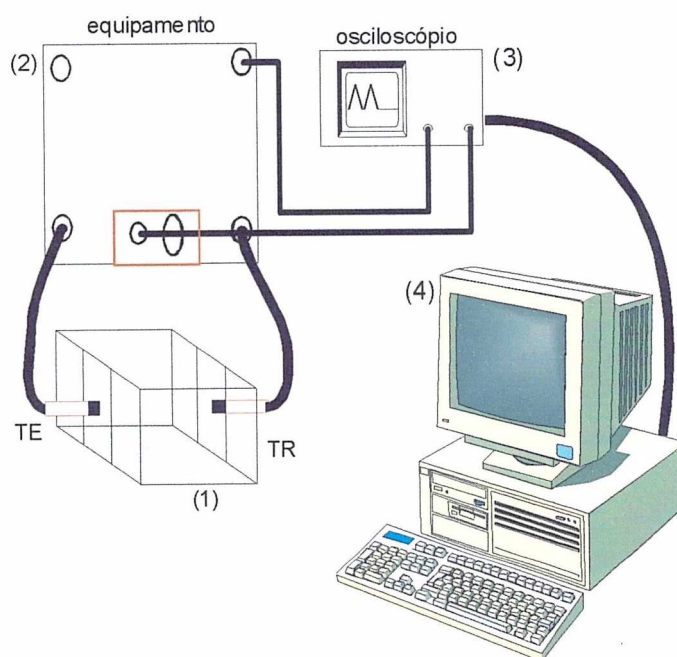
O sistema de tomadas de tempo consistia de um tanque acústico onde estão acoplados os transdutores (emissor e receptor) e onde são colocadas as amostras a serem analisadas (1), de um equipamento gerador-receptor-amplificador de pulsos de ultra-som<sup>6</sup> (2), conectado a um osciloscópio<sup>7</sup> (3), para visualização do sinal recebido e que, por sua vez, está conectado a um microcomputador (4), para o processamento dos sinais (Figura 19). O diagrama em blocos do equipamento confeccionado mostra seus componentes internos, onde FA é a fonte de alimentação. Este equipamento funciona com um circuito que gera pulsos estreitos (1  $\mu$ s) e de amplitude de até 200 V, para excitar o transdutor emissor, com potência

<sup>6</sup> Construído no Laboratório de Eletrônica do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP.

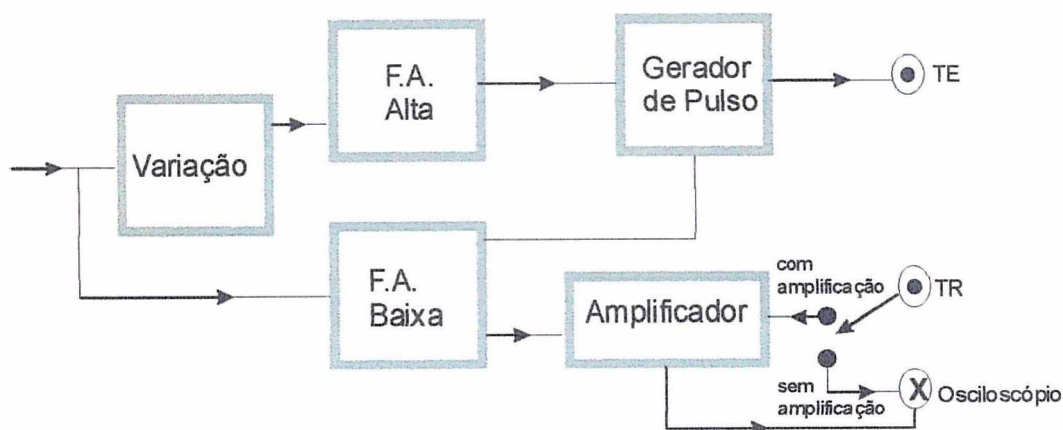
<sup>7</sup> TDS 210 Digital, Tektronix®.

suficiente para o pulso atravessar a amostra óssea sem ser totalmente atenuado (Figura 20).

A voltagem de entrada no transformador da fonte é regulada pelo VARIAC, permitindo variar a tensão aplicada no transdutor emissor de US. As duas fontes de alta e baixa tensão são utilizadas para alimentar um circuito que gera pulsos retangulares de curta duração e forma bem definida. O sinal recebido pelo transdutor receptor é amplificado por um circuito específico, dotado de uma chave seletora que permite amplificar ou não o sinal. O osciloscópio visualiza e o microcomputador processa os sinais recebidos e armazena as informações.



*Figura 19 - Configuração mostrando o sistema de medidas ultra-sônicas: (1) tanque acústico com os transdutores acoplados, (2) equipamento, (3) osciloscópio e (4) micro computador.*



*Figura 20 - Diagrama em blocos do aparelho montado para gerar pulsos de ultra-som de alta tensão e também para fazer a amplificação do sinal recebido.*

### 3.3.3 Calibração

O equipamento foi calibrado utilizando-se um cilindro de teflon (Figura 21), cuja velocidade de propagação do ultra-som é conhecida e constante. O cilindro foi posicionado entre os transdutores, de forma que a onda ultra-sônica incidisse na face plana da peça. Inicialmente, o cilindro de teflon era aquecido em banho térmico em água a 35°C por 30 minutos. A água dentro da cuba de acrílico também era mantida a 35°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ). Em seguida, era realizada a medida da velocidade de propagação do ultra-som somente na água e, depois, com o cilindro de teflon posicionado no seu interior. O cilindro de teflon era retirado e retornado ao banho térmico, garantindo que a temperatura permanecesse constante. Esse procedimento era repetido antes da avaliação de cada espécime de tibia, para assegurar a reprodutibilidade das medidas. A velocidade de propagação do ultra-som na água e no cilindro de teflon foi, em média, de 1.518 m/s e 1.273,8 m/s, com variação percentual de 0,2% e 0,3%, respectivamente (Figura 22).



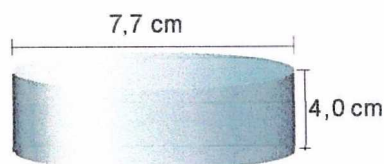


Figura 21 - Modelo da peça de teflon usada para calibração do equipamento.

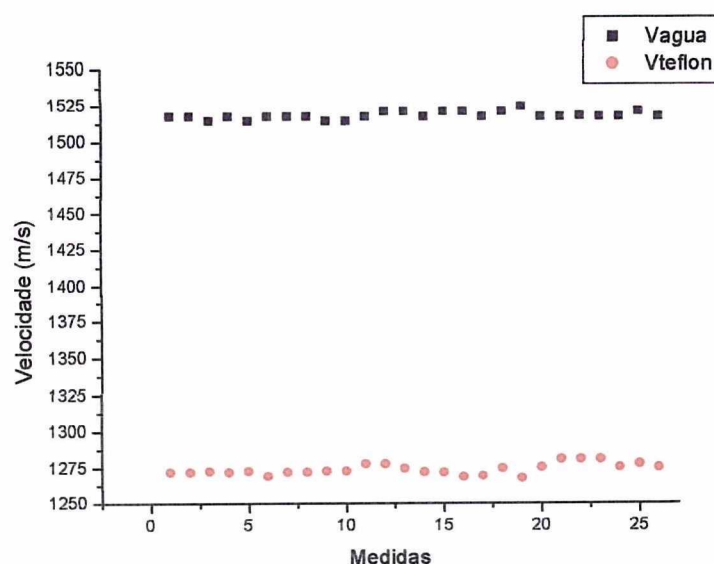
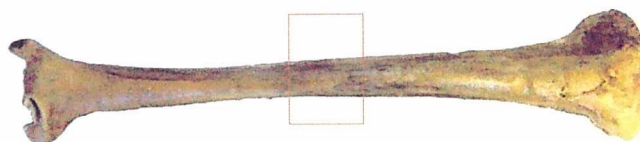


Figura 22 - Gráfico da velocidade do teflon e da água em função do número de medidas realizadas.

### 3.3.4 Região de interesse

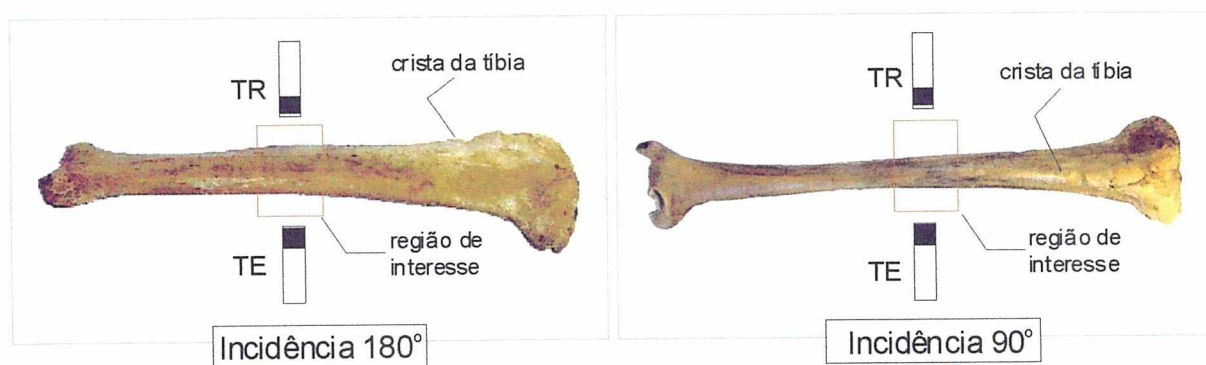
Definimos a região de interesse da tíbia para o procedimento cirúrgico (osteotomia), para a realização das medidas do diâmetro central por meio de paquímetro e para as análises da velocidade de propagação do ultra-som (grupos experimentais e controle), como sendo a porção média entre o ápice do maléolo medial e o ápice do côndilo medial. Nos procedimentos de análise da velocidade de propagação do ultra-som (VPUS), o sinal ultra-sônico emitido era feito incidir nessa região central (Figura 23).



*Figura 23 - Região de interesse na tibia (em vermelho).*

Considerando-se a variação nas dimensões dos espécimes, a posição da tibia foi acertada de modo que o pulso incidisse na região de interesse. Para isso, foram utilizados blocos de isopor que pudessem ser movimentados em todos os sentidos, permitindo o acerto, cujo controle era visual.

As medidas foram obtidas segundo a aplicação do sinal ultra-sônico em duas incidências, sendo a primeira perpendicular ( $90^\circ$ ) e a segunda paralela ( $180^\circ$ ) à crista da tibia (tuberosidade anterior tibial) (Figura 24). Os índices 90 e 180, nos sinais adquiridos, servem para diferenciá-los quanto a sua orientação (tib90, tib180, calo90 e calo180). O prefixo “tib” corresponde à tibia não tratada, enquanto o prefixo “calo” corresponde à tibia tratada. Foram realizadas as medidas do diâmetro central da região de interesse (“calo” e “tib”) nas duas incidências destinadas à aplicação do sinal ultra-sônico.



*Figura 24 - Orientação da tibia quanto a posição da sua crista com relação ao TE.*

### **3.3.5 Procedimento para a realização das medidas ultra-sônicas**

As tíbias foram descongeladas lentamente, obedecendo ao seguinte padrão: as peças eram retiradas do freezer, permanecendo por 12 horas a uma temperatura  $-12^{\circ}\text{C}$  (congelador) e por mais 12 horas a uma temperatura média de  $+4^{\circ}\text{C}$  (geladeira). Antes da realização das análises, as tíbias permaneceram por mais duas horas em temperatura ambiente controlada ( $25^{\circ}\text{C}$ ).

Após a calibração do equipamento, era medida a VPUS nas tíbias normais e operadas, tendo sido 15 tíbias não tratadas (tib – grupo controle) e as cinco tíbias tratadas em cada um dos três grupos. Eram feitas cinco medidas seqüenciais em cada espécime para cada incidência do ultra-som ( $90^{\circ}$  e  $180^{\circ}$ ), retirando e recolocando o espécime na mesma posição pré-estabelecida, o que permitia analisar a dispersão nas medidas. Foi obtido um valor médio dessas cinco medidas, utilizado nos cálculos estatísticos.

### **3.3.6 Definição do ponto de referência para os valores do tempo de percurso**

Na determinação da VPUS, uma questão importante é identificar o ponto no sinal que deve ser tomado para definir o tempo de percurso. Podem ser escolhidos diferentes pontos no sinal, com variação na exatidão dos resultados, dependendo da técnica utilizada. A escolha se torna mais complicada quando ocorrem variações nas propriedades do meio, seja no material ou no comprimento do trajeto. Os melhores locais no sinal para se tomar o tempo de percurso é em algum pico ou transição pela linha de base do sinal, facilitando processos de busca automática.

O tempo de chegada do pulso se torna mais representativo nas determinações absolutas de velocidade, para materiais homogêneos, enquanto que a escolha de outros pontos pode tornar-se indiferente, nos cálculos dos valores de

velocidade, uma vez que se usem técnicas comparativas e a composição em frequência dos sinais não varie significativamente.

### **3.4 Análise estatística**

A análise estatística foi realizada para a comparação dos resultados de velocidade do som em relação ao diâmetro das tíbias tratadas e não tratadas.

A análise de variância foi utilizada para o teste de igualdade de médias dos quatro grupos (um de controle e três experimentais) das medidas a 180°, variáveis velocidade e diâmetro (esta última pela sua raiz quarta), com nível de significância de 5%. O contraste de Scheffé foi utilizado para identificar os pares de médias que diferiam significativamente (SCHEFFÉ, 1953).

O teste de homogeneidade de variâncias de Bartlett foi utilizado para verificar a possibilidade do uso da análise da variância nas tíbias a 90° e 180° (BOX, 1953).

O teste *t de Student* foi utilizado para comparar as médias dos quatro grupos (um de controle e três experimentais) das tíbias a 90° (pares de médias com variâncias desiguais), variáveis velocidade e diâmetro, com nível de significância de 1% para cada comparação, estabelecendo assim a probabilidade resultante para o conjunto das comparações de 5,8%.

Foram calculadas as correlações entre velocidade e diâmetro e testadas as significâncias, para os quatro grupos como um todo.



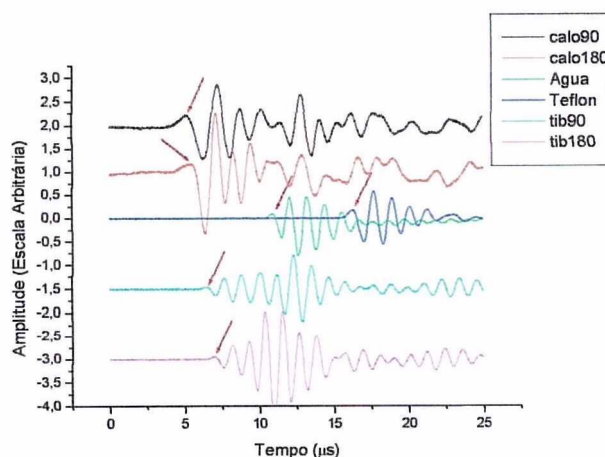
## 4. Resultados

### 4.1 Generalidades

Os animais toleraram bem todo o procedimento anestésico e cirúrgico. Três animais foram descartados devido a complicações pós-operatórias: miíase na incisão cirúrgica (1), fratura da tíbia ocorrida no transporte do animal para o exame radiográfico (1) e perda de fixação por falha da haste, com conseqüente desalinhamento da fratura (1).

### 4.2 Ponto de referência para os valores do tempo de percurso

Na figura 25 estão representados os sinais relativos à propagação do ultrassom na água, no teflon, na tíbia não tratada (tib) e na tíbia tratada (calo), os pontos de referência estando indicados (setas) para cada um dos sinais adquiridos. A linha de base, referente a amplitude, foi alterada para uma melhor visualização dos sinais, já que todos oscilam em torno do zero. O sinal do teflon não sofreu nenhuma alteração; o da água foi dividido por 10; ao calo 90 e 180 foram somados +2 e +1, respectivamente; e para as tíbias 90 e 180 foram somados -1,5 e -3, respectivamente. O ponto escolhido como referência corresponde ao primeiro pico após a transição pela linha de base, escolhido por apresentar uma melhor definição visual, visto que corresponde à primeira transição em torno da linha de base, sendo bem definido para a água e para o teflon, mas não para a tíbia não tratada (tib) ou tratada (calo).



*Figura 25 - Sinais da água, do teflon, da tib90, da tib180, do calo 90 e calo180. As setas indicam o ponto de referência do sinal onde é tomado o tempo para o cálculo de velocidade. A linha de base dos sinais foi modificada para uma melhor visualização.*

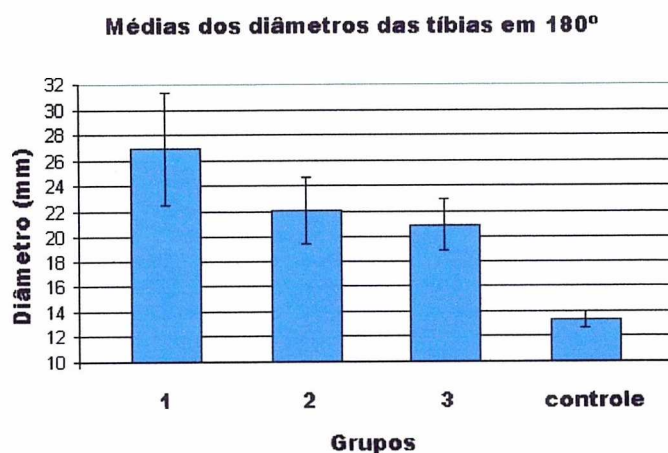
#### 4.3 Análise dos diâmetros das tíbias em 180°

Foram medidos os diâmetros de todas as tíbias, tratadas (Grupos 1, 2 e 3) e não tratadas (Grupo controle). O diâmetro médio do Grupo controle foi de 13,31 mm (variação: 12,1 mm - 14,35 mm); para as tíbias tratadas, foi de 26,93 mm (variação: 21,8 mm - 33,5 mm) no Grupo 1, de 22,06 mm (variação: 18,5 mm - 24,0 mm) no Grupo 2, e de 20,9 mm (variação: 17,7 mm - 23,1 mm) no Grupo 3, sendo as diferenças entre as tíbias não tratadas e aquelas dos grupos experimentais significantes ( $p \leq 0,0005$  para cada comparação). As diferenças foram também significantes na comparação entre os Grupos 1 e 2 ( $p=0,018$ ) e entre os Grupos 1 e 3 ( $p=0,003$ ), mas não entre os Grupos 2 e 3 ( $p=0,876$ ) (Tabela 2).

A análise por grupo mostrou que o diâmetro das tíbias tratadas diminuiu com o tempo de consolidação, passando de 26,93 mm no Grupo 1 para 22,06 mm no Grupo 2 e 20,9 mm no Grupo 3, tendendo, portanto, a aproximar-se do diâmetro do Grupo controle ( $\pm 13,31$  mm) (Figura 26).

Tabela 2 - Média dos diâmetros (mm) dos quatro grupos de tíbias (180°).

Grupo	Média	DP	Frequência (n)
controle	13,31	0,66	15
3	20,9	2,09	5
2	22,06	2,58	5
1	26,93	4,40	5



*Figura 26 – Médias dos diâmetros dos quatro grupos de tíbias posicionadas em 180°.*

#### 4.4 Análise da VPUS das tíbias, em 180°.

Foram calculados os valores médios das cinco medidas obtidas para cada tíbia. No Grupo controle, a velocidade de propagação do som foi de 2.838,89 m/s (variação: 2.736,5 m/s - 2908,1 m/s). No Grupo 1 foi de 2.290,27 m/s (variação: 2.154,3 m/s – 2.377,2 m/s), no Grupo 2, de 2.399,48 m/s (variação: 2.331,4 m/s – 2.477,0 m/s) e no Grupo 3, de 2.382,62 m/s (variação: 2.258,9 m/s – 2.500,4 m/s). As diferenças foram significantes nas comparações entre as tíbias não tratadas (Grupo controle) e as dos grupos experimentais ( $p \leq 0,0005$  para cada comparação); não houve significância nas diferenças entre os Grupos 1 e 2 ( $p=0,116$ ), entre os Grupos 1 e 3 ( $p=0,225$ ) e entre os Grupos 2 e 3 ( $p=0,984$ ) (Tabela 3).

Apesar de as diferenças entre os grupos não serem significantes, a análise por grupo mostrou que a velocidade de propagação do ultra-som nas tíbias tratadas tende a aumentar ( $\pm 5\%$ ) com o tempo de cicatrização, passando de 2.290,27 m/s no Grupo 1 para 2.399,48 m/s no Grupo 2 e 2.382,62 no Grupo 3 e aproximando-se progressivamente do valor obtido nas tíbias não tratadas ( $\pm 2.838,89$  m/s) (Figura 27).

Tabela 3 - Resumo das médias de VPUS (m/s) das tíbias ( $180^\circ$ ).

Grupo	Média	DP	Frequência (n)
controle	2.838,9	50,67	15
3	2.382,6	102,70	5
2	2.399,5	53,11	5
1	2.290,3	86,35	5

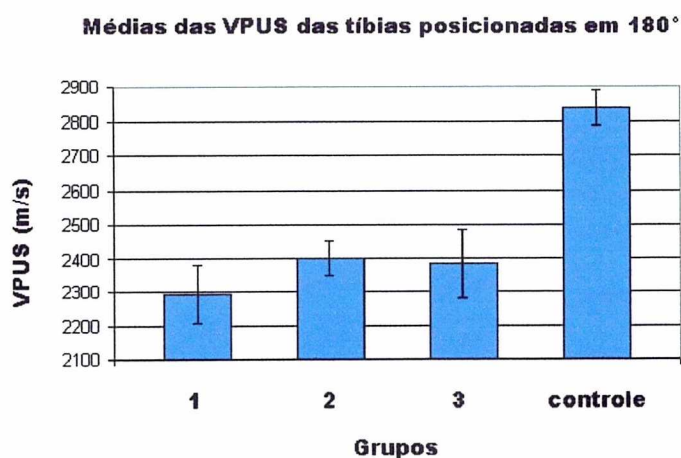


Figura 27 – Médias das VPUS dos quatro grupos de tíbias posicionadas em  $180^\circ$ .

#### 4.5 Correlação entre diâmetro das tíbias e VPUS em $180^\circ$ .

Foi calculada a correlação (Índice de Pearson) entre o diâmetro e a VPUS na direção de  $180^\circ$  e testadas as significâncias para os quatro grupos como um todo. Observou-se que houve forte correlação negativa e significativa (Figura 28).



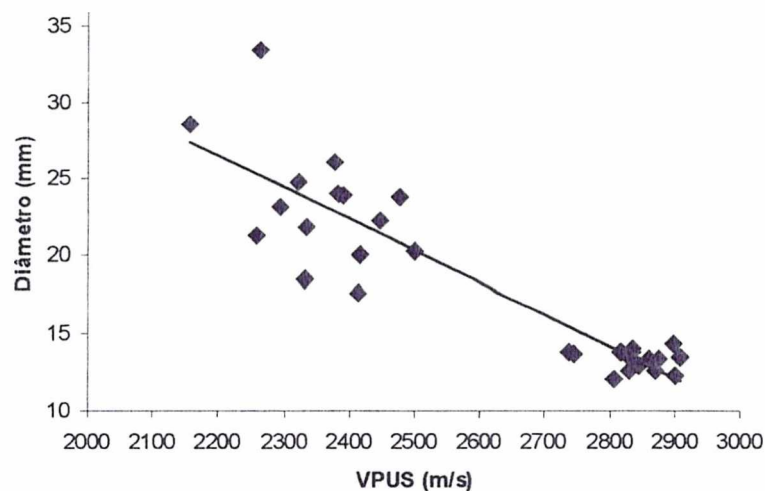


Figura 28 – Correlação entre diâmetro e VPUS das tíbias em 180° (ajuste linear).  
Coeficiente de Correlação de Pearson:  $-0,8998$  ( $p=0$ ).

#### 4.6 Análise dos diâmetros das tíbias em 90°

Foram medidos os diâmetros de todas as tíbias, tratadas (Grupos 1, 2 e 3) e não tratadas (Grupo controle). O diâmetro médio do Grupo controle foi de 15,52 mm (variação: 14,25 mm – 17 mm); para as tíbias tratadas, foi de 29,28 mm (variação: 25,2 mm - 32,65 mm) no Grupo 1, de 23,88 mm (variação: 22,10 mm - 25,6 mm) no Grupo 2, e de 22,95 mm (variação: 20,75 mm - 24,6 mm) no Grupo 3, sendo as diferenças entre as tíbias não tratadas e aquelas dos grupos experimentais significantes ( $p \leq 0,0005$  para cada comparação). As diferenças foram também significantes na comparação entre os Grupos 1 e 2 ( $p=0,006$ ) e entre os Grupos 1 e 3 ( $p=0,003$ ), mas não entre os Grupos 2 e 3 ( $p=0,203$ ) (Tabela 4).

A análise por grupo mostrou que o diâmetro das tíbias tratadas diminuiu com o tempo de consolidação, passando de 29,28 mm no Grupo 1 para 23,88 mm no Grupo 2 e 22,95 mm no Grupo 3, tendendo, portanto, a aproximar-se do diâmetro do

Grupo controle ( $\pm 15,52$  mm) (Figura 29), igualmente observado para as tíbias posicionadas em 180 graus.

Tabela 4 - Média dos diâmetros (mm) dos quatro grupos de tíbias (90°).

Grupo	Média	DP	Frequência (n)
controle	15,5	0,85	15
3	23,0	1,79	5
2	23,9	1,55	5
1	29,3	3,02	5

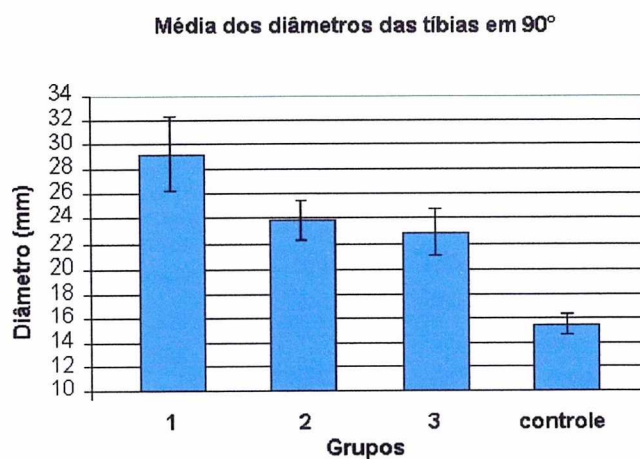


Figura 29 – Médias dos diâmetros dos quatro grupos de tíbias posicionadas em 90°.

#### 4.7 Análise da VPUS das tíbias, em 90°.

Foram calculados os valores médios das cinco medidas obtidas para cada tíbia. No Grupo controle, a velocidade de propagação do som foi de 2.891,04 m/s (variação: 2.845,7 m/s – 2.916,0 m/s). No Grupo 1 foi de 2.375,76 m/s (variação: 2.249,2 m/s – 2.443,5 m/s), no Grupo 2, de 2.471,81 m/s (variação: 2.420,4 m/s – 2.536,7 m/s) e no Grupo 3, de 2.466,03 m/s (variação: 2.330,4 m/s – 2.538,2 m/s). As diferenças foram significantes nas comparações entre as tíbias não tratadas (Grupo controle) e as dos grupos experimentais ( $p \leq 0,0005$  para cada comparação);

não houve significância nas diferenças entre os Grupos 1 e 2 ( $p=0,032$ ), entre os Grupos 1 e 3 ( $p=0,06$ ) e entre os Grupos 2 e 3 ( $p=0,901$ ) (Tabela 5).

Apesar de as diferenças entre os grupos não serem significantes, a análise por grupo mostrou que a velocidade de propagação do ultra-som nas tíbias tratadas tende a aumentar ( $\pm 4\%$ ) com o tempo de cicatrização, passando de 2.375,76 m/s no Grupo 1 para 2.471,81 m/s no Grupo 2 e 2.466,03 no Grupo 3 e aproximando-se progressivamente do valor obtido nas tíbias não tratadas ( $\pm 2.891,04$  m/s) (Figura 30), igualmente observado para as tíbias posicionadas em  $180^\circ$ .

Tabela 5 - Resumo das médias de VPUS (m/s) das tíbias ( $90^\circ$ ).

Grupo	Média	DP	Frequência (n)
controle	2.891,0	25,85	15
3	2.466,0	83,04	5
2	2.471,8	56,13	5
1	2.375,8	80,94	5

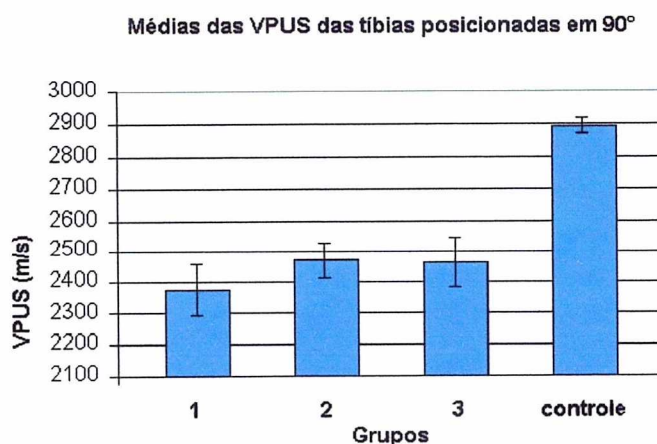


Figura 30 – Médias das VPUS dos quatro grupos de tíbias posicionadas em  $90^\circ$ .

#### 4.8 Correlação entre diâmetro das tíbias e VPUS em 90°.

Foi calculada a correlação (Índice de Pearson) entre o diâmetro e a VPUS na direção de 90° e testadas as significâncias para os quatro grupos como um todo. Observou-se que houve forte correlação negativa e significativa (Figura 31).

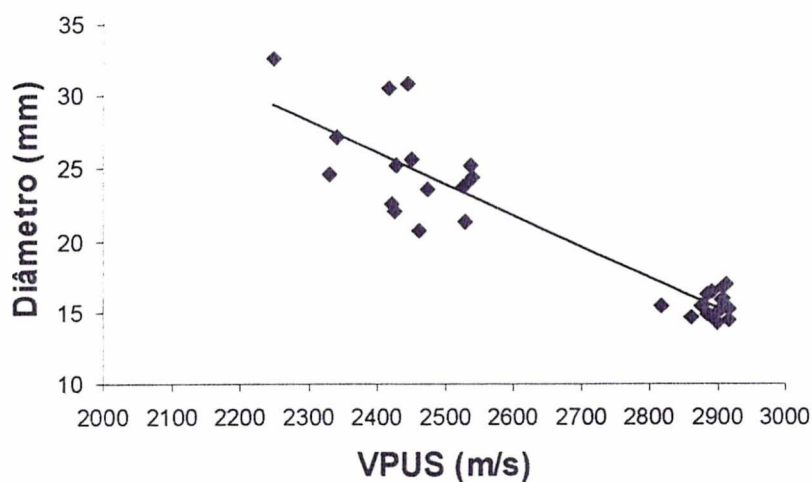


Figura 31 – Correlação entre diâmetro e VPUS das tíbias em 90° (ajuste linear). Coeficiente de Correlação de Pearson:  $-0,9192$  ( $p=0$ ).



## 5. Discussão

O processo de consolidação das fraturas em humanos e animais usualmente é avaliado por meio de radiografias, sejam convencionais, de densitometria óssea ou de tomografia computadorizada, que são obtidas por meio de radiações ionizantes, de conhecidos efeitos deletérios sobre os tecidos (MARKEL; CHAO, 1993; TIEDEMAN et al., 1990). Aliado a isso está, primeiro, o fato de que o calo ósseo só é visível ao exame radiográfico se estiver suficientemente calcificado, nenhuma imagem sendo observada antes disso; segundo, a consolidação óssea nem sempre envolve a formação de um calo ósseo, sendo, portanto, um processo quase invisível, como ocorre nas fraturas diafisárias rigidamente fixadas e nas fraturas epifisárias e metafisárias, de consolidação endosteal. Sendo assim, um recurso que envolvesse o emprego de um agente físico não ionizante e que pudesse ser empregado nas fases precoces da consolidação, antes que se forme um calo ósseo, seria de grande utilidade, particularmente quando muitas avaliações sucessivas se façam necessárias.

A ressonância nuclear magnética é um recurso que reúne as características acima, mas é excessivamente cara e sua realização só está disponível em grandes centros. Já o ultra-som, com potencial de aplicação clínica dentro do que foi exposto, é um recurso relativamente mais econômico e disponível, mas as imagens produzidas pelos equipamentos convencionais disponíveis são de difícil interpretação e não muito fidedignas. Já os equipamentos que avaliam quantitativamente a condução trans-óssea do ultra-som teoricamente poderiam auxiliar no estudo da consolidação óssea. O ultra-som diagnóstico tem a vantagem de ser um método sensível, livre de radiação ionizante, de custo reduzido (comparado aos outros métodos) e maior praticidade. Apesar das suas vantagens, o

ultra-som não deve ser empregado como substituto dos métodos convencionais para avaliações do tecido ósseo, mas sim como método auxiliar, diminuindo a necessidade do uso de radiação ionizante, principalmente em mulheres grávidas e crianças.

A avaliação quantitativa da qualidade do tecido ósseo por meio da medida da velocidade de condução do ultra-som tem sido objeto de inúmeras investigações, particularmente voltadas para a medida da osteoporose. Em se tratando do emprego do mesmo recurso para avaliar a cicatrização óssea, todavia, a literatura é muito restrita, embora haja algumas evidências de que ele possa ser empregado para esse fim. Esse foi, portanto, o principal motivo para a realização do presente trabalho.

O modelo experimental escolhido foi o da osteotomia transversal médio-diafisária em tíbias de carneiro, por ser um osso longo de fácil acesso cirúrgico e sem outro osso vizinho (ausência da fíbula, característica desses animais), o que proporciona a formação de um calo ósseo mais homogêneo, devido à igualdade na distribuição de cargas no foco da osteotomia. O procedimento de osteotomia foi realizado sempre na tíbia direita, mas ambas as tíbias foram utilizadas na análise ultra-sonométrica, pela necessidade da comparação entre o lado operado e o sã. Siegel, Anast e Fields (1958), Gerlanc et al. (1975), Ulivieri et al. (1990), Saulgozis et al. (1996) e Cattermole et al. (1997) citam que a comparação com o membro contralateral sadio convalida a metodologia, por apresentar resultados mais seguros e precisos. O fato negativo em relação à utilização de carneiros é a pequena disponibilidade desses animais, que devem ser adquiridos no mercado de animais de abate a um preço relativamente elevado por animal, o que torna o emprego de um grupo maior muito oneroso e difícil, dada a limitação também nas acomodações.

Foi padronizada a porção média entre o ápice do côndilo proximal medial e o ápice do maléolo medial da tibia para a realização da osteotomia por várias razões: mais fácil acesso cirúrgico, através de pequena incisão cutânea; região mais propícia à obtenção de um calo ósseo periosteal volumoso; local mais adequado à realização das futuras análises da velocidade de propagação do ultra-som (LEE; COAN; BOUXSEIN, 1997; LEQUIN et al., 2000; SIEVÄNEN et al., 2001). Sobretudo, a padronização da região de interesse proporcionou maior confiabilidade na avaliação dos resultados.

Uma vantagem na padronização acima mencionada foi a de poder fixar a osteotomia com um fixador externo flexível aperfeiçoado de um modelo pré-existente, desenvolvido por Moro, Paccola e Paulin (1989). A flexibilidade do fixador é dada pela interposição de um dispositivo de nylon sólido entre os dois componentes metálicos rígidos principais de seu corpo. Ao se deformar ciclicamente, esse dispositivo transmite movimento e carga ao foco da fratura, o que favorece a produção de calo ósseo (calo irritativo), como observado por Schmidt e Rorabeck (1983), De Bastiani, Aldegheri e Renzi Brivio (1984), Wu et al. (1984), Wolf et al. (1998), Claes, Wolf e Augat (2000) e Augat et al. (2001). A produção de um calo ósseo volumoso era desejada para maior estabilização da osteotomia e para facilitar o estudo da relação entre o diâmetro do calo e a velocidade de propagação do ultra-som.

O acompanhamento radiográfico pós-operatório da consolidação da osteotomia foi feito a cada duas semanas, como recomendado por Fossum et al. (2001). Essa periodicidade permite a avaliação, além da própria consolidação, do alinhamento dos segmentos proximal e distal do osso e da posição do implante, em tempo de detectar e possibilitar a correção de eventual desvio. Através do exame



radiográfico, observou-se a formação de calo periosteal e endosteal volumoso, caracterizando assim a ocorrência de deslocamento da carga axial para o foco da fratura, promovida pelo fixador externo flexível utilizado.

No tocante à análise quantitativa da consolidação de fraturas ou osteotomias por meio da avaliação da velocidade de propagação do ultra-som, não existem equipamentos desenvolvidos especificamente para esse fim e comercialmente disponíveis. Siegel, Anast e Fields (1958) e Gerlanc et al. (1975) realizaram estudos com essa finalidade, mas utilizaram-se de equipamentos ultrapassados, sem tecnologia digital e nem processamento dos sinais por microcomputadores, obtendo resultados susceptíveis a erros de medida e de cálculo e sem convalidação metodológica, à luz dos conhecimentos e tecnologia atuais.

Mais recentemente, Saulgozis et al. (1996) utilizaram um equipamento comercialmente disponível, desenvolvido para análise da osteoporose em tíbias humanas (SoundScan 2000® - Myriad Ultrasound Systems Ltd, Israel), para avaliação de fraturas, tendo detectado um aumento da velocidade de condução do ultra-som com o progredir da consolidação. O mesmo equipamento foi utilizado num outro estudo por Njeh et al. (1998), que construíram modelos experimentais de fraturas transversas simples da tíbia para avaliar a condução do ultra-som através de falhas ósseas, os autores concluindo que o equipamento pode ser empregado na avaliação *in vivo*. Entretanto, esse equipamento é limitado para uso em tíbias humanas, tendo sido construído para avaliação da superfície cortical íntegra, ou seja, os transdutores são fixos em um ângulo, tanto para a emissão como para a recepção dos pulsos ultra-sônicos, que necessitam percorrer uma superfície sem deformações exageradas, sendo inadequado para a análise de uma superfície irregular, como é o caso de um calo ósseo periosteal.



O aparelho utilizado no presente experimento foi desenvolvido inicialmente para avaliação da osteoporose e convalidado em estudos prévios por De Matos (2000), mas, sendo relativamente simples e versátil, foi facilmente adaptado para a avaliação pretendida. São inúmeras as vantagens da sua utilização, pois é de tecnologia digital, está conectado a um computador que permite armazenamento e análise comparativa dos dados obtidos e tem os transdutores móveis, capazes de serem adaptados a diversos tipos de superfícies, podendo utilizar tanto a água como o gel para acoplamento, dependendo da exigência da análise.

A técnica de ultra-som utilizada por Siegel, Anast e Fields (1958), Gerlanc et al. (1975) e Saulgozis et al. (1996) foi a da transmissão sobre a superfície cortical, o sinal ultra-sônico sendo introduzido num determinado ponto de uma das faces do osso e sendo captado num outro ponto da mesma face. No presente estudo, os transdutores foram colocados em lados opostos do osso em estudo, com os seus centros alinhados, de modo que o sinal ultra-sônico emitido de um dos lados do osso era captado do outro, no sentido transversal ao eixo do osso, atravessando não apenas a cortical, mas também a medula e todo calo ósseo e permitindo a avaliação de cada osso como um todo e não somente da cortical da tíbia. Devido às diferenças de diâmetro da região de interesse, a condução dos pulsos ultra-sônicos foi avaliada com o osso em duas posições. Ainda mais, foi preferida a transmissão aquática do ultra-som, com as tíbias inteiramente mergulhadas num tanque cheio de água, porque esta é o melhor meio de propagação das ondas, que atingem integralmente o osso, atravessam-no e saem pelo lado oposto ao da entrada, chegando ao transdutor de captação. A irradiação direta, com um gel de acoplamento, certamente não teria a mesma eficiência, devido às irregularidades da superfície do calo ósseo. Considerando o modo de propagação das ondas ultra-sônicas na água, formando

um cone, certamente, um percentual das ondas não atingiu o osso, perdendo-se no tanque e eventualmente refletindo nas suas paredes até se dissipar. Não é possível quantificar com precisão o percentual de perda das ondas ultra-sônicas, mas de qualquer modo este fenômeno foi igual para todas as amostras.

O parâmetro escolhido para análise foi a velocidade de propagação do ultra-som através do osso, por ser considerada a propriedade fundamental da propagação acústica nos tecidos, mais características que a atenuação ou o espalhamento, conforme especificado por Hill (1986). Por outro lado, Pocock et al. (2000) mostraram que a velocidade de propagação do ultra-som varia com a temperatura do meio de referência (água) e da própria amostra a ser analisada, motivo porque a temperatura da água, do teflon e de todas amostras foi também padronizada durante a execução das análises. A própria velocidade é calculada por meio de uma equação que pode variar conforme a fonte consultada; neste trabalho foi empregada a equação proposta por McCloskey et al. (1990), Evans e Tavakoli (1990), Tavokoli e Evans (1991), Zagzelski et al. (1991), Kotzki et al. (1994), Alves (1996) e Nicholson et al. (1996).

Sievänen et al. (2001) comentam sobre a necessidade de pelo menos três medidas da velocidade de condução do ultra-som para cada região de interesse, o que proporciona maior confiabilidade dos resultados obtidos. No presente trabalho, foram realizadas cinco medidas para cada uma das duas posições de avaliação, o que provavelmente aumenta o grau de confiabilidade.

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram claramente que a velocidade de propagação do ultra-som aumentou progressivamente, juntamente com o avançar da consolidação da osteotomia, numa nítida tendência de se aproximar daquela observada nas tíbias normais. Apesar disso, as diferenças entre os grupos

experimentais ao longo do tempo, nas duas posições de avaliação, não foram significantes do ponto de vista estatístico, o que pode ter sido resultante do número relativamente pequeno de animais por grupo e, talvez, do curto intervalo de tempo de consolidação estipulado para o estudo (30, 45 e 60 dias). Já entre os grupos experimentais e o grupo controle, as diferenças foram significantes. Deve ser salientado que as análises deste trabalho foram realizadas *in vitro*, de modo que não foram feitas comparações temporais entre tibia tratada e a tibia sadia durante todo o processo de consolidação *in vivo*, ou seja, as comparações foram feitas apenas ao final do período estipulado para cada grupo. No Grupo 3, por exemplo, o valor médio da velocidade de propagação do ultra-som foi negativamente influenciado pelo resultado observado em um dos animais, do que resultou uma diferença não significativa em comparação com os Grupos 1 e 2. É possível que as diferenças entre os grupos fosse mais acentuada e até significativa, se a velocidade de propagação do ultra-som tivesse sido avaliada desde o princípio do processo de consolidação.

Já com relação ao diâmetro do osso na região de interesse, que se reduziu progressivamente a partir do 30º dia, em resposta ao processo de remodelação, as diferenças foram significantes em ambas as posições, tanto entre os grupos experimentais e o grupo controle, como entre o Grupo 1 (30 dias) e o Grupo 2 (45 dias), como entre o Grupo 1 e o Grupo 3 (60 dias).

Ao lado disso, foi encontrada forte correlação negativa entre a velocidade de propagação do ultra-som e o diâmetro do calo ósseo, nas duas posições de avaliação, ou seja, quanto menor o diâmetro, maior a velocidade. Esse achado sugere que a velocidade do som é dependente da constituição do calo ósseo, o qual é, de início, predominantemente fibroso (fibrocartilagem) e, portanto, com menor



capacidade de transmissão de ondas mecânicas, como as do ultra-som. Com o passar do tempo, a fibrocartilagem é substituída por osso esponjoso e, finalmente, por osso cortical, fazendo com que a velocidade de condução no calo tenda àquela medida na tíbia saudável, como observado por Siegel, Anast e Fields (1958), Gerlanc et al. (1975) e Saulgozis et al. (1996).

Um problema a ser solucionado no futuro, quando e se o método da avaliação ultra-sônica da consolidação óssea se mostrar factível em situações clínicas, será a maneira de realizar o exame. O método empregado neste trabalho, do ultra-som subaquático, provavelmente não será prático, nem fornecerá dados precisos, considerando a massa de tecidos ao redor do osso. Provavelmente, o método terá que evoluir para a aplicação transcutânea com um gel de acoplamento.



## 6. Conclusões

O método de avaliação da consolidação óssea através da medida quantitativa da velocidade de propagação do ultra-som, conforme desenvolvido neste trabalho, mostrou-se factível e de fácil aplicação, permitindo detectar pequenas diferenças entre os períodos de observação num prazo relativamente curto de observação. Embora sem diferenças significantes entre os grupos experimentais, o método tem potencial para desenvolvimento até o ponto de aplicação em situações clínicas *in vivo*.

## Referências

ALVES, J. M. **Caracterização do tecido ósseo por ultra-som para diagnóstico de osteoporose.** 1996. 117 f. Tese (Doutorado) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1996.

AUGAT, P.; MERK, J.; WOLF, S.; CLAES, L. Mechanical stimulation by external application of cyclic tensile strains does not effectively enhance bone healing. **J. Orthop. Trauma.**, New York, v. 15, n. 1, p. 54-60, Jan. 2001.

BOX, G. E. P. Non-normality and tests on variances. **Biometrika.**, London, v. 40, p. 318, 1953.

CASTRO, C. H. M.; PINHEIRO, M. M.; SZEJNFELD, V. L. Prós e contras da ultrasonometria óssea de calcâneo – artigo de revisão. **Rev. Assoc. Med. Bras.**, jan.-mar., 2000. Disponível em: [http://www.amb.org.br/ramb/jan\\_mar00/jan\\_mar.htm](http://www.amb.org.br/ramb/jan_mar00/jan_mar.htm). Acesso em: 10 jan. 2003.

CATTERMOLE, H. C.; COOK, J. E.; FORDHAM, J. N.; MUCKLE, D. S.; CUNNINGHAM, J. L. Bone mineral changes during tibial fracture healing. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 339, p. 190-196, Jun. 1997.

CLAES, L.; AUGAT, P.; SUGER, G.; WILKE, H. J. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. **J. Orthop. Res.**, New York, v. 15, n. 4, p. 577-584, Jul. 1997.

CLAES, L.; WOLF, S.; AUGAT, P. Mechanical modification of callus healing. **Chirurg**, Berlin, v. 71, n. 9, p. 989-994, Sep. 2000.

DE BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R.; RENZI BRÍVIO, L. The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 66, n. 4, p. 538-545, Aug. 1984.

DE MATOS, P. S. **Desenvolvimento e caracterização do sistema de ultra-som para avaliação da velocidade e atenuação em tecido ósseo.** 2000. 90 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2000.

EVANS, J. A.; TAVAKOLI, M. B. Ultrasonic attenuation and velocity in bone. **Phys. Med. Biol.**, London, v. 35, n. 10, p. 1387-1396, Oct. 1990.

FOLDES, A. J.; RIMON, A.; KEINAN, D. D.; POPOVTZER, M. M. Quantitative ultrasound of the tibia: a novel approach for assessment of bone status. **Bone**, New York, v. 17, n. 4, p. 363-367, Oct. 1995.

FOSSUM, T. W.; HEDLUND, C. S.; HULSE, D. A.; JOHNSON, A. L.; SEIM III, H. B.; WILLARD, M. D.; CARROLL, G. L. **Cirurgia de pequenos animais**. São Paulo: Roca, 2001.

GERLANC, M.; HADDAD, D.; HYATT, G. W.; LANGLOH, J. T.; ST HILAIRE, P. Ultrasonic study of normal and fractured bone. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 111, p. 175-180, Sep. 1975.

GLUER, C. C.; WU, C. Y.; GENANT, H. K. Broadband ultrasound attenuation signals depend on trabecular orientation: a in vitro study. **Osteoporos. Int.**, London, v. 3, n. 4, p. 185-191, Jul. 1993.

GREGG, E. W.; KRISKA, A. M.; SALAMONE, L. M.; ROBERTS, M. M.; ANDERSON, S. J.; FERRELL, R. E.; KULLER, L. H.; CAULEY, J. A. The epidemiology of quantitative ultrasound: a review of the relationships with bone mass, osteoporosis and fracture risk. **Osteoporos. Int.**, London, v. 7, n. 2, p. 89-99, 1997.

HANS, D.; ARLOT, M. E.; SCHOTT, A. M.; ROUX, J. P.; KOTZKI, P. O.; MEUNIER, P. J. Do ultrasound measurements on the os calcis reflect more the bone microarchitecture than the bone mass: a two dimensional histomorphometric study. **Bone**, New York, v. 16, n. 3, p. 295-300, Mar. 1995.

HILL, C. R. **Physical principles of medical ultrasonics**. Chischester: Ellis Horwood, 1986.

KOTZKI, P. O.; BUYCK, D.; HANS, D.; THOMAS, E.; BONNEL, F.; FAVIER, F.; MEUNIER, P. J.; ROSSI, M. Influence of fat on ultrasound measurements of the os calcis. **Calcif. Tissue Int.**, Berlin, v. 54, n. 2, p. 91-95, Feb. 1994.

LEE, S. C.; COAN, B. S.; BOUXSEIN, M. L. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone. **Bone**, New York, v. 21, n. 1, p. 119-125, Jul. 1997.

LEIVAS, T. P.; ARENAS, E. C.; TARGA, W. H. C.; LEOPIZZI, N.; OKAMOTO, A. M.; ROSSI, J. D. M. B. A.; BAPTISTÃO, J. A. B. Análise da estabilidade de três montagens do fixador externo circular. **Rev. Bras. Ortop.**, São Paulo, v. 32, n. 8, p. 611-614, ago. 1997.

LEQUIN, M. H.; VAN RIJN, R. R.; ROBBEN, S. G.; HOP, W. C.; VAN KUIJK, C. Normal values for tibial quantitative ultrasonometry in caucasian children and adolescents (aged 6 to 19 anos). **Calcif. Tissue Int.**, Berlin, v. 67, n. 2, p. 101-105, Aug. 2000.

MARKEL, M. D.; CHAO, E. Y. S. Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 293, p. 37-45, Aug. 1993.

MCCLOSKEY, E. V.; MURRAY, S. A.; CHARLESWORTH, D.; MILLER, C.; FORDHAM, J.; CLIFFORD, K.; ATKINS, R.; KANIS, J. A. Assessment of broadband ultrasound attenuation in the os calcis in vitro. **Clin. Sci. (Lond.)**, London, v. 78, n. 2, p. 221-225, Feb. 1990.

MORO, C. A.; PACCOLA, C. A. J.; PAULIN, J. B. P. Desenvolvimento de um fixador externo de flexibilidade variável. **Rev. Bras. Eng.**, Rio de Janeiro, v. 6, n. 2, p. 562-568, 1989.

MÜLLER, M. E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R. **Manual of internal fixation**. 3. ed. Berlin: Springer-Verlag, 1991.

NICHOLSON, P. H.; LOWET, G.; LANGTON, C. M.; DEQUEKER, J.; VAN DER PERRE, G. A comparison of time-domain and frequency-domain approaches to ultrasonic velocity measurement in trabecular bone. **Phys. Med. Biol.**, London, v. 41, n. 11, p. 2421-2435, Nov. 1996.



NJEH, C. F.; BOIVIN, C. M.; LANGTON, C. M. The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis: a review. **Osteoporos. Int.**, London, v. 7, n. 1, p. 7-22, 1997.

NJEH, C. F.; KUO, C. W.; LANGTON, C. M.; ATRAH, H. I.; BOIVIN, C. M. Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: an in vitro study. **Osteoporos. Int.**, London, v. 7, n. 5, p. 471-477, 1997.

NJEH, C. F.; KEARTON, J. R.; HANS, D.; BOIVIN, C. M. The use of quantitative ultrasound to monitor fracture healing: a feasibility study using phantoms. **Med. Eng. Phys.**, London, v. 20, n. 10, p. 781-786, Dec. 1998.

POCOCK, N. A.; BABICHEV, A.; CULTON, N.; GRANEY, K.; ROONEY, J.; BELL, D.; CHU, J. Temperature dependency of quantitative ultrasound. **Osteoporos. Int.**, London, v. 11, n. 4, p. 316-320, 2000.

PREVRHAL, S.; FUERST, T.; FAN, B.; NJEH, C.; HANS, D.; UFFMANN, M.; SRIVASTAV, S.; GENANT, H. K. Quantitative ultrasound of the tibia depends on both cortical density and thickness. **Osteoporos. Int.**, London, v. 12, n. 1, p. 28-34, 2001.

ROSS, M. H.; REITH, E. J.; ROMRELL, L. J. **Histologia: texto e atlas**. 2. ed. São Paulo: Panamericana, 1993.

SAULGOZIS, J.; PONTAGA, I.; LOWET, G.; VAN DER PERRE, G. The effect of fracture and fracture fixation on ultrasonic velocity and attenuation. **Physiol. Meas.** Bristol, v. 17, n. 3, p. 201-211, Aug. 1996.

SCHEFFÉ, H. A method for judging all contrasts in the analysis of variance. **Biometrika.**, London, v. 40, p. 87, 1953.

SCHMIDT, A.; RORABECK, C. H. Fractures of the tibia treated by flexible external fixation. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 178, p. 162-172, Sep. 1983.

SIEGEL, I. M.; ANAST, G. T.; FIELDS, T. The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site. **Surg. Gynecol. Obstet.**, Chicago, v. 107, n. 3, p. 327-332, Sep. 1958.

SIEVÄNEN, H.; CHENG, S.; OLLIKAINEN, S.; UUSI-RASI, K. Ultrasound velocity and cortical bone characteristics in vivo. **Osteoporos. Int.**, London, v. 12, n. 5, p. 399-405, 2001.

SWENSON, M. J.; REECE, W. O. **Dukes fisiologia dos animais domésticos**. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

TAVAKOLI, M. B.; EVANS, J. A. Dependence of the velocity and attenuation of ultrasound in bone on the mineral content. **Phys. Med. Biol.**, London, v. 36, n. 11, p. 1529-1537, Nov. 1991.

TIEDEMAN, J. J.; LIPPIELLO, L.; CONNOLLY, J. F.; STRATES, B. S. Quantitative roentgenographic densitometry for assessing fracture healing. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 253, p. 279-286, Apr. 1990.

TURNER, C. H.; EICH, M. Ultrasonic velocity as a predictor of strength in bovine cancellous bone. **Calcif Tissue Int.**, Berlin, v. 49, n. 2, p. 116-119, Aug. 1991.

ULIVIERI, F. M.; BOSSI, E.; AZZONI, R.; RONZANI, C.; TREVISAN, C.; MONTESANO, A.; ORTOLANI, S. Quantification by dual photonabsorptiometry of local bone loss after fracture. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 1, n. 250, p. 291-296, Jan. 1990.

WELLS, P. **Biomedical ultrasonics**. New York: Academic Press, 1977.

WOLF, S.; JANOUSEK, A.; PFEIL, J.; VEITH, W.; HAAS, F.; DUDA, G.; CLAES, L. The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. **Clin. Biomech.**, Oxford, v. 13, n. 4-5, p. 359-364, Jun. 1998.

WU, J. J.; SHYR, H. S.; CHAO, E. Y.; KELLY, P. J. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 66, n. 8, p. 1258-1264, Oct. 1984.

ZAGZEBSKI, J. A.; ROSSMAN, P. J.; MESINA, C.; MAZESS, R. B.; MADSEN, E. L. Ultrasound transmission measurements through the os calcis. **Calcif. Tissue Int.**, Berlin, v. 49, n. 2, p. 107-111, Aug. 1991.

## Apêndices

Apêndice A - Diâmetro (mm) das tíbias tratadas (Grupos 1, 2 e 3) e não tratadas (tib - controle), posicionadas em 180°.

<b>Animais</b>	<b>Tib</b>	<b>Grupo 3</b>	<b>Animais</b>	<b>Tib</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Animais</b>	<b>Tib</b>	<b>Grupo 1</b>
<b>A1</b>	13,45	22,25	<b>A6</b>	13	20,1	<b>A11</b>	13,35	24,75
<b>A2</b>	12,6	23,1	<b>A7</b>	13,8	24	<b>A12</b>	12,3	21,8
<b>A3</b>	13,7	20,25	<b>A8</b>	12,6	18,5	<b>A13</b>	14,35	33,5
<b>A4</b>	12,1	17,7	<b>A9</b>	13,8	23,9	<b>A14</b>	13,5	26,05
<b>A5</b>	13,35	21,2	<b>A10</b>	13,8	23,8	<b>A15</b>	14	28,55

Apêndice B - Comparação das médias do diâmetro (180°) – Contrastes de Scheffé (p=0,05).

<b>Comparação (Grupos)</b>	<b>Diferença (m/s)</b>	<b>Estatística (*) (**)</b>	<b>Conclusão (**)</b>
<i>Controle X 3</i>	-7,587	0	C < 60
<i>Controle X 2</i>	-8,747	0	C < 45
<i>Controle X 1</i>	-13,617	0	C < 30
<i>3 X 2</i>	-1,16	0,876	Não Diferem
<i>3 X 1</i>	-6,03	0,003	60 < 30
<i>2 X 1</i>	-4,87	0,018	45 < 30

(\*) O valor de 0,000 significa  $p < 0,0005$

(\*\*) Baseadas na análise da variável transformada

Apêndice C - Médias das VPUS (m/s) das tíbias não tratadas, posicionadas em 180° (grupo controle - tib).

<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>
<b>A1</b>	2.857,90	18,8	<b>A6</b>	2.844,60	32,7	<b>A11</b>	2.859,50	26,8
<b>A2</b>	2.828,20	26,8	<b>A7</b>	2.817,00	29,7	<b>A12</b>	2.900,20	72,3
<b>A3</b>	2.743,90	25,2	<b>A8</b>	2.868,70	41,4	<b>A13</b>	2.897,50	23,1
<b>A4</b>	2.807,00	26	<b>A9</b>	2.833,70	17,8	<b>A14</b>	2.908,10	19,4
<b>A5</b>	2.875,30	39	<b>A10</b>	2.736,50	20,2	<b>A15</b>	2.834,90	20,7



Apêndice D - Médias das VPUS (m/s) das tíbias tratadas, posicionadas em 180° (Grupos 1, 2 e 3)

Grupo 3	Média	Dp	Grupo 2	Média	Dp	Grupo 1	Média	Dp
A1	2.446,20	21,8	A6	2.415,60	7,9	A11	2.321,90	8,5
A2	2.293,80	11,6	A7	2.382,00	8,4	A12	2.335,20	10,3
A3	2.500,40	4,97	A8	2.331,40	19,7	A13	2.262,60	4,38
A4	2.413,90	22	A9	2.391,20	6,8	A14	2.377,20	4,16
A5	2.258,90	13	A10	2.477,00	7,4	A15	2.154,30	7,61

Apêndice E - Comparação das médias de VPUS (180°) – Contrastes de Scheffé (p=0,05)

Comparação (Grupos)	Diferença (m/s)	Estatística (*)	Conclusão
<i>Controle X 3</i>	456,27	0	C > 60
<i>Controle X 2</i>	439,41	0	C > 45
<i>Controle X 1</i>	548,62	0	C > 30
<i>3 X 2</i>	-16,86	0,984	Não Diferem
<i>3 X 1</i>	92,35	0,225	Não Diferem
<i>2 X 1</i>	109,21	0,116	Não Diferem

(\*) O valor de 0,000 significa p<0,0005

Apêndice F - Diâmetro (mm) das tíbias tratadas (Grupo 1, 2 e 3) e não tratadas (tib - controle), posicionadas em 90°.

Animais	Tib	Grupo 3	Animais	Tib	Grupo 2	Animais	Tib	Grupo 1
A1	14,9	24,45	A6	15,25	22,6	A11	15,1	27,15
A2	14,25	24,6	A7	16,25	25,25	A12	14,4	25,2
A3	15,45	21,35	A8	14,7	22,1	A13	16	32,65
A4	14,8	20,75	A9	15,45	23,85	A14	17	30,85
A5	15,9	23,6	A10	16,5	25,6	A15	16,8	30,55



Apêndice G - Comparação das médias do diâmetro (90°) – Teste *t* de Student

(p individual = 0,01; p total = 0,058).

<b>Comparação (Grupos)</b>	<b>Diferença (m/s)</b>	<b>Estatística (*)</b>	<b>Conclusão</b>
<i>Controle X 3</i>	-7,43	0	C < 60
<i>Controle X 2</i>	-8,36	0	C < 45
<i>Controle X 1</i>	-13,76	0	C < 30
<i>3 X 2</i>	-0,93	0,203	Não Diferem
<i>3 X 1</i>	-6,33	0,003	60 < 30
<i>2 X 1</i>	-5,4	0,006	45 < 30

(\*) O valor de 0,000 significa P &lt; 0,0005

Apêndice H - Médias das VPUS (m/s) das tíbias não tratadas, posicionadas em 90° (grupo controle - tib).

<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Animais</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>
A1	2.884,80	17,4	A6	2.916,00	21,3	A11	2.903,10	19,7
A2	2.899,00	25,2	A7	2.883,70	18,3	A12	2.915,20	5,04
A3	2.845,70	6,1	A8	2.860,20	31,4	A13	2.907,60	13,1
A4	2.888,30	26,7	A9	2.875,00	23,1	A14	2.911,30	15,2
A5	2.905,30	16,4	A10	2.890,80	22,1	A15	2.907,60	35,5

Apêndice I - Médias das VPUS (m/s) das tíbias tratadas, posicionadas em 90°

(Grupos 1, 2 e 3).

<b>Grupo 3</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>	<b>Grupo 1</b>	<b>Média</b>	<b>Dp</b>
A1	2.538,20	10,9	A6	2.420,40	10	A11	2.341,10	10,7
A2	2.330,40	18	A7	2.536,70	29,7	A12	2.427,40	6,7
A3	2.528,50	13,6	A8	2.425,00	16,6	A13	2.249,20	10,5
A4	2.460,40	4,17	A9	2.527,20	8,7	A14	2.443,50	10,5
A5	2.472,60	26,7	A10	2.449,60	20,9	A15	2.417,40	11,5

Apêndice J - Comparação das médias de VPUS (90°) – Teste *t de Student* ( $p$  individual = 0,01;  $p$  total = 0,058).

<b>Comparação (Grupos)</b>	<b>Diferença (m/s)</b>	<b>Estatística (*)</b>	<b>Conclusão</b>
<i>Controle X 3</i>	425	0	C > 60
<i>Controle X 2</i>	419,22	0	C > 45
<i>Controle X 1</i>	515,28	0	C > 30
<i>3 X 2</i>	-5,78	0,901	Não Diferem
<i>3 X 1</i>	90,27	0,06	Não Diferem
<i>2 X 1</i>	96,05	0,032	Não Diferem

(\*) O valor de 0,000 significa  $p < 0,0005$