



Acta Ortopédica Brasileira

ISSN: 1413-7852

actaortopedicasociedade@uol.com.br

Sociedade Brasileira de Ortopedia e

Traumatologia

Brasil

Barbieri, Giuliano; Barbieri, Cláudio Henrique; Matos, Paulo Sérgio de; Pelá, Carlos Alberto; Mazzer, Nilton

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

Acta Ortopédica Brasileira, vol. 13, núm. 2, 2005, pp. 61-67

Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia

São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=65713202>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

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

Ultrasonometric evaluation of the healing of a transverse diaphyseal osteotomy in different periods. Experimental study in sheep tibiae.

GUILIANO BARBIERI¹, CLÁUDIO HENRIQUE BARBIERI², PAULO SÉRGIO DE MATOS³, CARLOS ALBERTO PELÁ⁴, NILTON MAZZER⁵

RESUMO

Foi realizado um estudo experimental sobre a avaliação ultra-sonométrica da consolidação de tibias de carneiros submetidas a osteotomia transversal mediodiafisária, utilizando 15 carneiros, com peso médio 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. As osteotomias foram realizadas nas tibias direitas dos animais, ficando as tibias esquerdas como controle. Foi feita avaliação radiográfica da consolidação a cada duas semanas e, ao fim do período de observação, os animais foram sacrificados e as tibias, 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). 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 grupos experimentais. 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 ultrasonometria é factível, com resultados confiáveis e precisos.

Descriptores: Ovelhas; Tibia; Osteotomia; Calo ósseo; Ultrasonometria.

SUMMARY

An experimental study on the ultrasonometric evaluation of the bone healing process of the tibia of sheep submitted to a transverse diaphyseal osteotomy for different periods was carried out using 15 sheep weighing 37 kg on average and divided in three groups of five according to the postoperative period of observation of 30, 45 and 60 days. The osteotomies were performed on the right tibiae while the left tibiae were left for control. Radiographic control was done at 2-week intervals and the animals were killed at the end of the period of observation for removal of the 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 ultrasound propagation velocity increased with time ($\pm 5\%$), the differences between the experimental and control groups being significant, but not within the experimental groups. 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.

Keywords: Sheep; Tibia; Osteotomy; Bone callus; Ultrasonometry.

INTRODUÇÃO

O processo de cicatrização de fraturas ósseas é tradicionalmente investigado pela avaliação radiográfica, que identifica a quantidade visualmente detectável de calo formado⁽¹⁾. O exame radiográfico mostra evidências da cicatrização óssea apenas quando começa o processo de calcificação do calo periosteal e não é totalmente preciso⁽²⁾. 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 destruídos de efeitos deletérios é justificada, o ultra-som sendo um dos recursos de maior potencial.

Trabalho realizado no Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP.

Endereço para correspondência: Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. CEP: 14048-900. Ribeirão Preto – SP. Brasil – E-mail: chbarbie@fmrp.usp.br; gibieri@yahoo.com.br

1. Médico veterinário, aluno do Curso de Pós-graduação Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação, FMRP-USP.

2. Professor Titular FMRP-USP (orientador).

3. Físico. Mestre em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Curso de Pós-graduação em Física, FFCLRP-USP

4. Físico. Professor doutor FFCLRP-USP

5. Professor associado FMRP-USP.

Na década de 80, começaram as aplicações do ultra-som (US) com a finalidade de diagnosticar e medir a osteoporose, inclusive para prever o risco de fratura óssea^(3,4). Nos Estados Unidos, a Food and Drug Administration (FDA) tem liberado o uso clínico de alguns equipamentos de ultra-sonometria óssea (USO) 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⁽⁴⁾. Vários autores demonstraram que a USO oferece uma medida indireta da anisotropia (variação das propriedades físicas de um material conforme a direção em que é investigada) e da qualidade do tecido ósseo. Turner e Eich⁽⁵⁾, utilizando um modelo *in vitro* de osso trabecular bovino, demonstraram a capacidade da USO em predizer a resistência mecânica do tecido ósseo. Gluer et al.⁽⁶⁾, avaliando cubos de osso trabecular extraídos de fêmur bovino, observaram que o coeficiente de atenuação e a velocidade de propagação do ultra-som (VPUS) no osso se alteravam linearmente de acordo com o alinhamento trabecular e a conectividade do tecido ósseo.

Njeh et al.⁽⁷⁾ avaliaram a USO como método para predizer 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. Os autores observaram uma correlação positiva entre a USO e a densidade óssea com a resistência mecânica do osso analisado.

Em um estudo *in vivo*, onde foram analisadas tíbias de humanos, foi demonstrada correlação positiva entre VPUS e a densidade e espessura da parede cortical. Para cada indivíduo, foram realizadas três medidas da velocidade no mesmo sítio de avaliação (ponto médio da linha entre o ápice do maléolo medial e o ápice do côndilo medial), utilizando uma freqüência em torno de 1 MHz. No osso cortical, a VS é dependente da elasticidade, densidade e homogeneidade⁽³⁾.

No referente à avaliação da consolidação de fraturas, Siegel et al.⁽⁸⁾ já haviam demonstrado, em estudo experimental em coelhos, que a velocidade de propagação do ultra-som tende a se aproximar daquela do osso intacto conforme avança o processo de consolidação. Gerlanc et al.⁽⁹⁾, em estudo realizado em tíbias fraturadas de humanos, nos quais analisaram a cicatrização óssea normal, demonstraram que a VPUS 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 VPUS pode ser usada clinicamente como um instrumento para monitorar a cicatrização óssea. Em ambas as pesquisas, foi utilizada a técnica da transmissão do US sobre a superfície cortical, em que os transdutores (emissor e receptor) são colocados perpendicularmente sobre a tibia (*in vivo*), paralelos entre si e separados por uma distância pré-determinada^(8,9).

Em um estudo mais recente, no qual foi utilizado um aparelho comercialmente disponível *, usualmente empregado para análise de tíbias humanas intactas no diagnóstico da osteoporose, os autores também demonstraram um aumento progressivo da VPUS com a progressão da cicatrização óssea⁽¹⁰⁾.

A VPUS varia de paciente para paciente e, num mesmo paciente, de um osso para outro. Um único valor proposto de velocidade não pode ser usado como indicativo da consolidação óssea completa. O osso contra-lateral intacto pode ser utilizado para comparações, indicando o valor do ponto final da cicatri-

zação óssea, pois 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^(10,11,12).

Considerando que técnicas que utilizam radiação ionizante na avaliação óssea podem provocar alterações teciduais, potencialmente influenciando o desenvolvimento fetal e o crescimento na infância, a utilização da ultra-sonometria óssea (USO) em mulheres grávidas e crianças seria vantajosa^(13,14), mesmo porque já está demonstrado que há correlação positiva entre a idade das crianças, a velocidade do som e a densidade óssea cortical⁽¹⁴⁾.

Foi o objetivo deste trabalho desenvolver um método de avaliação da cicatrização óssea através da utilização do ultra-som ósseo quantitativo (USOQ), pela análise da VPUS, empregando como modelo a osteotomia transversa mediodiafisária de tíbias de carneiros, fixadas com um fixador externo por diferentes períodos.

MATERIAL E MÉTODO

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. 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, respectivamente. Foram utilizadas as tíbias não tratadas dos 15 animais, para o Grupo controle.

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). Fluidoterapia de apoio foi feita com solução de cloreto de sódio a 0,9%.

Foi estabelecido que os procedimentos operatórios seriam realizados na face anteromedial da tibia direita. O primeiro passo operatório era a instalação de um 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, distantes 4 cm um do outro. Marcados os pontos, eram feitas incisões em cruz de 1,5 x 1,5 cm na pele e os fios eram passados com o auxílio de um guia, de modo a transfixar as duas corticais diametralmente opostas. Eram introduzidos quatro fios em cada tibia, tão paralelos entre si quanto possível, o que era facilitado pelo uso do gabarito. Em seguida, era instalada a barra de conexão do fixador, presa aos fios por meio de presilhas dotadas de porcas de aperto no sentido horário, e que eram apertadas antes da realização da osteotomia; estipulou-se a distância da barra do fixador à superfície do membro em 2 cm, para maior estabilidade do sistema (Figura 1A). A tibia era abordada através de uma incisão cutânea longitudinal de aproximadamente 3 cm de comprimento, entre os dois fios centrais do fixador. O periosteio era incisado longitudinalmente e descolado cuidadosamente com bisturi, na extensão suficiente para permitir a realização da osteotomia. Utilizando-se uma serra vibratória com lâmina de 1 mm de espessura, era feita uma

* SoundScan 2000® - Myriad Ultrasound Systems Ltd., Israel.

osteotomia transversal mediodáfisária (Figura 1B). Após esse procedimento, a musculatura era suturada com fio absorvível de poliglactina 910 (Vycril 2/0, Ethicon®) e a pele, com nylon monofilamento (Superlon 2/0, Cirumédica®). Um curativo oclusivo era colocado sobre as feridas operatórias.

Pós-operatório

Antibióticoterapia profilática foi feita com uma dose única de uma associação de penicilinas, na dose de 40.000 UI/Kg por via IM. Além disso, os animais receberam terapia analgésica e antiinflamatória com cetoprofeno, na dose de 2 mg/Kg por via IM, durante cinco dias. Controles radiográficos da tibia operada foram obtidos no pós-operatório imediato e a cada 15 dias, até a data do sacrifício para ressecção da tibia, para controle da evolução da consolidação (Figuras 2 - ABCD). 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%. As tibias eram ressecadas, completamente limpas das partes moles e armazenadas em freezer a -20°C até a véspera da realização das análises ultra-sonométricas.

Análise ultra-sonométrica

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 tibia por inteiro no seu interior. Uma janela quadrada de 9 cm de lado foi confeccionada em cada uma das paredes laterais do tanque, para acoplamento dos transdutores ultra-sônicos, confeccionados com pastilhas de PZT-5 (material piezoelétrico) em forma de disco, com 12 mm de diâmetro e freqüência de 1 MHz. Os transdutores eram acoplados, então, um de cada lado do tanque acústico, com seus centros alinhados, um funcionando como emissor e o outro, como receptor.

Além do tanque acústico equipado com os transdutores ultra-sônicos (1), o sistema de tomadas de tempo consistia de um equipamento gerador-receptor-amplificador de pulsos de ultra-som** (2), um osciloscópio*** (3), para visualização dos sinais recebidos, e um microcomputador (4), para o processamento e armazenamento dos sinais (Figura 3). O sinal recebido pelo transdutor receptor era amplificado por um circuito específico, dotado de uma chave seletora que permitia aplicar essa opção ou não.

Antes da análise dos ossos, o equipamento era calibrado utilizando-se um cilindro de teflon, 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

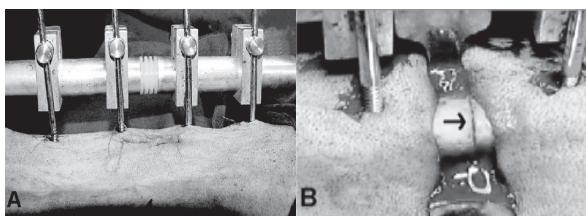


Figura 1 - Detalhes do procedimento cirúrgico. Fixador externo instalado (A); osteotomia transversa mediodáfisária (B).

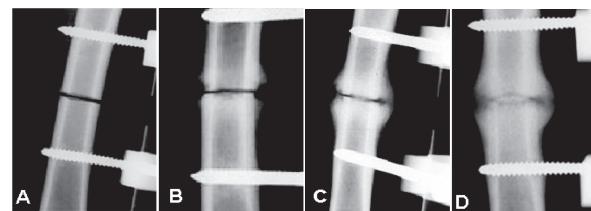


Figura 2 - Controles radiográficos obtidos no pós-operatório imediato (A), com 30 (B), 45 (C) e 60 dias (D), mostrando a evolução da consolidação.

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°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. A velocidade de propagação do ultra-som na água e no cilindro de teflon foi, em média, de 1.273,8 m/s e 1.518 m/s, com variação percentual de 0,2% e 0,3%, respectivamente.

A região de interesse das tibias já havia sido definida como

sendo a porção média entre os ápices do cóndilo medial e do maléolo medial, tanto para a realização da osteotomia, como para a realização das medidas do diâmetro central, com um paquímetro, e para a análise da VPUS, no tanque acústico. As medidas dos diâmetros da tibia e da VPUS foram feitas separadamente em dois planos em relação ao plano sagital da tuberosidade anterior da tibia: 1) segundo um plano paralelo, correspondente à incidência radiográfica em antero-posterior (índices a 180°), e 2) segundo um plano perpendicular, correspondente à incidência radiográfica lateral (índices a 90°); a mudança de plano na medida da VPUS era feita simplesmente mudando a posição da tibia no tanque acústico. Os resultados das medidas nesses dois planos foram analisados separadamente.

Na véspera da realização das análises, as tibias eram transferidas do freezer de estocagem (-20°C) para outro a -12°C por 12 horas, após o que eram transferidas para um refrigerador a +4°C por mais 12 horas. Antes da realização das análises, as tibias permaneciam por mais duas horas em temperatura ambiente controlada (25°C). Foram feitas cinco medidas seqüenciais em cada espécime para cada plano de incidência do ultra-som (índices 90° e 180°), 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, posteriormente utilizado nos cálculos estatísticos.

Na análise estatística dos resultados, 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% ($p \leq 0,05$). O teste *t* de Student foi utilizado para comparar as médias dos quatro grupos (um de controle e três experimentais) das tibias a 90° (pares de médias com variâncias desiguais), variáveis velocidade e diâmetro, com nível de significância de 1% ($p \leq 0,01$) 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.

** Construído no Laboratório de Eletrônica do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da USP.

*** TDS 210 Digital, Tektronix®.

RESULTADOS

Índices 180°

O diâmetro médio medido no grupo controle foi de 13,31 mm (variação: 12,1 mm - 14,35 mm). Para os grupos experimentais, foi de 26,93 mm (variação: 21,8 mm - 33,5 mm) no Grupo 1 (30 dias), 22,06 mm (variação: 18,5 mm - 24,0 mm) no Grupo 2 (45 dias), e 20,9 mm (variação: 17,7 mm - 23,1 mm) no Grupo 3 (60 dias), numa nítida diminuição progressiva, sendo as diferenças entre o grupo controle e os 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 1).

A VPUS média no grupo controle foi de 2.838,89 m/s (variação: 2.736,5 m/s - 2.908,1 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 entre o grupo controle e os demais tendo sido significantes ($p \leq 0,0005$ para cada comparação). Embora com nítida tendência a aumentar ($\pm 5\%$) com a progressão da consolidação e aproximar-se dos valores medidos no grupo controle, não houve diferença significante nas comparações das VPUS entre os Grupos 1 e 2 ($p=0,116$), 1 e 3 ($p=0,225$) e 2 e 3 ($p=0,984$) (Tabela 2).

Testadas as significâncias para os quatro grupos como um todo, o índice de correlação de Pearson (-0,8998) mostrou correlação negativa significante ($p=0$) entre o diâmetro e a VPUS medidos na tíbia na direção de 180° (Figura 4).

Índices a 90°

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, 23,88 mm (variação: 22,10 mm - 25,6 mm) no Grupo 2, e 22,95 mm (variação: 20,75 mm - 24,6 mm) no Grupo 3, caracterizando uma diminuição progressiva como observado para os índices a 180°. As diferenças entre o grupo controle e os grupos experimentais foram significantes ($p \leq 0,0005$ para cada comparação), tendo sido significantes também 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 3).

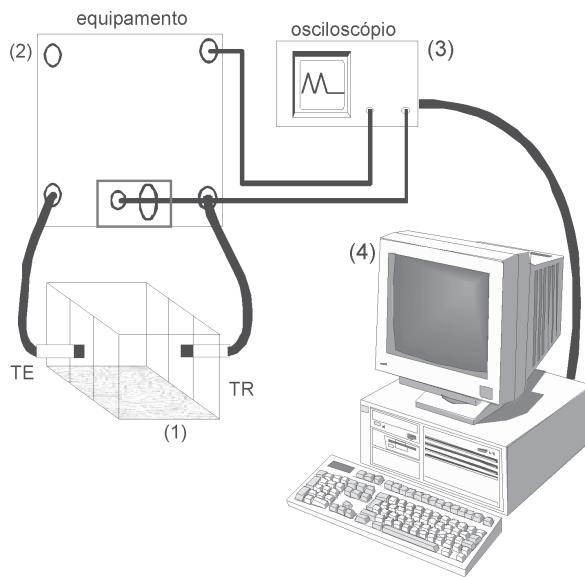


Figura 3 - Desenho esquemático do sistema de medidas ultrassônicas: tanque acústico com os transdutores acoplados (1), equipamento gerador de ultra-som (2), osciloscópio (3) e microcomputador (4).

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

Tabela 1 - Valores médios dos diâmetros (mm) e respectivos desvios-padrão medidos nas tíbias a 180°.

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

Tabela 2 - Valores médios da velocidade de propagação do ultra-som (m/s) medida nas tíbias a 180°.

A VPUS no grupo controle 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 entre o grupo controle e os grupos experimentais tendo sido significantes ($p \leq 0,0005$ para cada comparação), mas não entre os Grupos 1 e 2 ($p=0,032$), 1 e 3 ($p=0,06$) e 2 e 3 ($p=0,901$), apesar da nítida tendência a aumentar ($\pm 4\%$) e de aproximar-se da velocidade medida no grupo controle com o progredir da consolidação (Tabela 4).

Testadas as significâncias para os quatro grupos como um todo, o índice de correlação de Pearson (-0,9192) mostrou correlação negativa significante ($p=0$) entre o diâmetro e a VPUS medidos na tíbia na direção de 90° (Figura 5).

DISCUSSÃO

O ultra-som não mede a densidade óssea em massa por unidade de área, como a densitometria (g/cm^2), nem em massa por unidade de volume, como a tomografia computadorizada (g/cm^3). Na realidade, o que é medido é a velocidade de propagação do ultra-som (VPUS) ao atravessar ou percorrer um osso, seja o calcâneo ou a tíbia, e a atenuação ultra-sônica de banda larga ("broadband ultrasound attenuation", ou BUA), que mede o percentual das ondas sonoras absorvidas pelo corpo ao atravessá-lo ou percorrê-lo. Esses parâmetros ultrassônicos variam de acordo com a variação da densidade, estrutura, elasticidade e outras alterações biomecânicas do osso⁽¹⁵⁾.

O processo de consolidação das fraturas dos ossos longos envolve rápidas mudanças na consistência do osso fraturado, pois o calo da fratura passa de uma fase virtualmente líquida (hematoma da fratura) para uma fase semi-sólida (calo fibroso) e, depois, para uma fase sólida (calo calcificado), as três de duração variável, o fenômeno completo ocorrendo num prazo médio de um a dois meses. A teoria da ultra-sonometria óssea de transmissão baseia-se na observação de que a onda sonora, ao atravessar um corpo sólido, pode sofrer alterações em sua velocidade e amplitude, a depender das propriedades físicas do material. Do mesmo modo, a passagem do ultra-som por um osso em consolidação certamente sofre interferência variável com a consistência do calo ósseo, produzindo alterações dos parâmetros ultra-sônicos supramencionados, cuja magnitude ainda não foi precisamente determinada, mas que

teria grande potencial de aplicação clínica, na complementação das informações fornecidas pelo exame radiográfico.

A ultra-sonometria óssea de transmissão é realizada em um tanque acústico, com dois transdutores (emissor e receptor) montados no mesmo eixo, e no qual o tecido a ser estudado é colocado submerso em água entre eles. 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⁽⁷⁾. A temperatura é uma variável importante a 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 VPUS⁽¹⁶⁾. Por esse motivo, na presente investigação a temperatura do tanque acústico foi rigorosamente controlada.

Para o cálculo da velocidade do som na água e em outros meios é utilizado 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. O cálculo da velocidade do som num determinado objeto é feito conforme a equação^(17,18,19,20):

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

em que:

τ_s : tempo de percurso do sinal com a amostra;

τ_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 : largura da amostra.

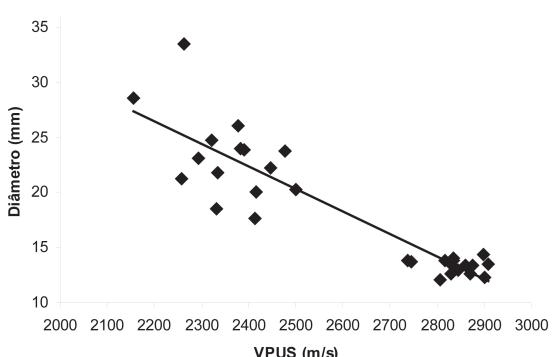


Figura 4 - Gráfico da correlação entre o diâmetro e a VPUS medidas nas tibias a 180° (ajuste linear).

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

Tabela 3 - Valores médios dos diâmetros (mm) e respectivos desvios-padrão medidas nas tibias a 90°.

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

Tabela 4 - Valores médios da velocidade de propagação do ultra-som (m/s) medida nas tibias a 90°.

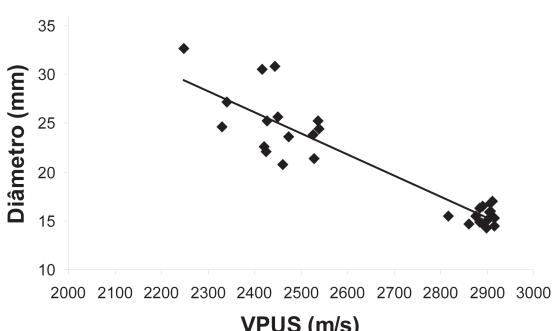


Figura 5 - Gráfico da correlação entre o diâmetro e a VPUS medidas nas tibias a 90° (ajuste linear).

A reproduibilidade 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⁽¹⁵⁾.

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 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.

O modelo experimental escolhido foi o da osteotomia transversal médio-diafisária em tibias 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 tibia direita, mas ambas as tibias foram utilizadas na análise ultra-sonométrica, pela necessidade da comparação entre o lado operado e o sôlo. A comparação com o membro contra-lateral sócio convalida a metodologia, por

apresentar resultados mais seguros e precisos^(8,9,10,11,12). 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 cóndilo proximal medial e o ápice do maléolo medial da tíbia 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^(3,13,14). Sobretudo, a padronização da região de interesse proporcionou maior confiabilidade na avaliação dos resultados.

O acompanhamento radiográfico pós-operatório da consolidação da osteotomia foi feito a cada duas semanas. Além da própria consolidação, essa periodicidade permite a avaliação 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.

No tocante à análise quantitativa da consolidação de fraturas ou osteotomias por meio da avaliação da VPUS, não existem equipamentos desenvolvidos especificamente para esse fim e comercialmente disponíveis. Alguns autores realizaram estudos com essa finalidade, mas utilizaram-se de equipamentos ultrapassados, sem tecnologia digital e nem processamento dos sinais por microcomputadores, obtendo resultados suspeitáveis a erros de medida e de cálculo e sem convalidação metodológica, à luz dos conhecimentos e tecnologia atuais^(8,9).

Em um estudo mais recente, os autores 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⁽¹⁶⁾. O mesmo equipamento foi utilizado num outro estudo de bancada, em que foi medida a VPUS em corpos de prova de materiais diversos, dotados de falhas de comprimento conhecido simulando fraturas diafisárias transversas simples, para avaliar as variações impostas pela falha, os autores tendo concluído que o equipamento poderia ser empregado na avaliação de fraturas da tíbia *in vivo*⁽²¹⁾. 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 ultrassônicos, 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, mas, sendo relativamente simples e versátil, foi facilmente adaptado para a avaliação pretendida⁽¹⁵⁾. 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 das exigências da análise.

A técnica de ultra-som utilizada por autores anteriormente citados foi a da transmissão sobre a superfície cortical, o sinal ultrassônico sendo introduzido num determinado ponto de uma das faces do osso e captado num outro ponto da mesma face^(8,9,10). No presente estudo, os transdutores foram colocados em lados opostos do osso em estudo, com os seus centros alinhados, de modo que o sinal ultrassônico 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 (índices a 180° e a 90°). Ainda mais, foi preferida a transmissão aquática do ultra-som, com as tíbias inteiramente mergulhadas no tanque acústico 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 ultrassônicas na água, formando um cone, certamente, um percentual das ondas não atingiu o osso, perdendo-se no tanque ou eventualmente sendo refletidas nas suas paredes até se dissipar. Não é possível quantificar com precisão o percentual de perda das ondas ultrassônicas, 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 (BUA) ou o espalhamento⁽²²⁾. Por outro lado, a VPUS 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 as amostras foi também padronizada durante a execução das análises⁽¹⁶⁾. A própria VPUS é calculada por meio de uma equação que pode variar conforme a fonte consultada, tendo sido escolhida a que melhor se adaptou ao tipo de análise empregada neste trabalho^(17,18,19,20).

Há 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⁽³⁾. No presente trabalho, foram realizadas cinco medidas para cada uma das duas posições de avaliação, o que provavelmente aumentou o grau de confiabilidade dos resultados.

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 sempre significantes. Deve ser salientado que as análises deste trabalho foram realizadas *in vitro*, de modo que não foram feitas comparações temporais entre tíbia tratada e a tíbia 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 significante em comparação com os Grupos 1 e 2. É possível que as diferenças entre os grupos fosse mais acentuada e até significante, 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 respon-

ta ao processo de remodelação, as diferenças foram significantes em ambas as posições, tanto entre o grupo controle e os grupos experimentais, como entre um grupo experimental e os demais. 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 é demonstrativo de que a VPUS é dependente da constituição do calo ósseo.

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.

CONCLUSÃO

Os autores concluem que a medida da VPUS é um método de relativamente fácil aplicação, podendo ser útil para avaliar o estágio de consolidação de uma fratura diafisária, com potencial para aplicação clínica *in vivo*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Markel MD, Chao EYS. Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. *Clin Orthop* 1993; 1:37-45.
2. Tiedeman JJ, Lippiello L, Connolly JF, Strates BS. Quantitative roentgenographic densitometry for assessing fracture healing. *Clin Orthop* 1990; 1:279-86.
3. Sievänen H, Cheng S, Ollikainen S, Uusi-Rasi K. Ultrasound velocity and cortical bone characteristics in vivo. *Osteoporos Int* 2001;12:399-405.
4. Castro CHM, Pinheiro MM, Szejnfeld VL. Prós e contras da ultra-sonometria 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. Acesso em: 10 jan. 2003.
5. Turner CH, Eich M. Ultrasonic velocity as a predictor of strength in bovine cancellous bone. *Calcif Tissue Int* 1991; 49:116-9.
6. Gluer CC, Wu CY, Genant HK. Broadband ultrasound attenuation signals depend on trabecular orientation: a *in vitro* study. *Osteoporos Int* 1993; 3:185-91.
7. Njeh CF, Kuo CW, Langton CM, Atrah HI, Boivin CM. Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: an *in vitro* study. *Osteoporos Int* 1997; 7:471-7.
8. Siegel IM, Anast GT, Fields T. The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site. *Surg Gynecol Obstet* 1958;107:327-32.
9. Gerlanc M, Haddad D, Hyatt GW, Langlois JT, St Hilaire P. Ultrasonic study of normal and fractured bone. *Clin Orthop* 1975; 1:175-80.
10. Saulgozis J, Pontaga I, Lowet G, Van der Perre G. The effect of fracture and fracture fixation on ultrasonic velocity and attenuation. *Physiol Meas* 1996; 17:201-11.
11. Cattermole HC, Cook JE, Fordham JN, Muckle DS, Cunningham JL. Bone mineral changes during tibial fracture healing. *Clin Orthop* 1997; 1:190-6.
12. Olivieri FM, Bossi E, Azzoni R, Ronzani C, Trevisan C, Montesano A, Ortolani S. Quantification by dual photonabsorptiometry of local bone loss after fracture. *Clin Orthop* 1990; 1:291-6.
13. Lee SC, Coan BS, Bouxsein ML. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone. *Bone* 1997; 21:119-25.
14. Lequin MH, Van Rijn RR, Robben SG, Hop WC, Van Kuijk C. Normal values for tibial quantitative ultrasonometry in caucasian children and adolescents (aged 6 to 19 anos). *Calcif Tissue Int* 2000; 67:101-5.
15. De Matos PS. Desenvolvimento e caracterização do sistema de ultra-som para avaliação da velocidade e atenuação em tecido ósseo. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2000.
16. Pocock NA, Babichev A, Culton N, Graney K, Rooney J, Bell D, Chu J. Temperature dependency of quantitative ultrasound. *Osteoporos Int* 2000;11:316-20.
17. Alves JM. Caracterização do tecido ósseo por ultra-som para diagnóstico de osteoporose. [Tese]. São Carlos: Instituto de Física de São Carlos- Universidade de São Paulo; 1996.
18. Evans JA, Tavakoli MB. Ultrasonic attenuation and velocity in bone. *Phys Med Biol* 1990; 35:1387-96.
19. Nicholson PH, Lowet G, Langton CM, 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* 1996; 41:2421-35.
20. Tavakoli MB, Evans JA. Dependence of the velocity and attenuation of ultrasound in bone on the mineral content. *Phys Med Biol* 1991; 36:1529-37.
21. Njeh CF, Kearton JR, Hans D, Boivin CM. The use of quantitative ultrasound to monitor fracture healing: a feasibility study using phantoms. *Med Eng Phys* 1998; 20:781-6.
22. Hill CR. Physical principles of medical ultrasonics. Chischester: Ellis Horwood; 1986.