

GABRIEL PAULO SKROCH

RETARDO DE CONSOLIDAÇÃO
E
PSEUDARTROSE

UTILIZAÇÃO DO ULTRA-SOM
PARA
ESTIMULAÇÃO DO CALO ÓSSEO

Tese de Mestrado apresentada ao Curso
de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do
Departamento de Cirurgia do Setor de Ciên-
cias da Saúde da Universidade Federal do
Paraná.

CURITIBA

1987

Aos meus pais

NEDY e STANISLAU

A minha esposa

ELIZABETH

Aos meus filhos

PAULO ANTONIO e LUIZ CARLOS

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todas as pessoas que acompanharam a trajetória deste trabalho, compartilhando a sua vivência e oferecendo a sua colaboração material e espiritual ou que simplesmente intersectaram a trajetória, mas que também contribuíram para a realização final.

Em especial, ressalto a minha gratidão a:

- . Prof. Dr. Antonio Osny Preuss (Orientador)
- . Dr. Carlos Antonio Telles
- . Prof. Ricardo Venicius Trotta Telles
- . Prof. Silvio Bertoldi
- . Prof. Henrique Soares Koehler
- . Bibliot. Suzana Castilho
- . Professores do Curso de Pós-Graduação de Clínica Cirúrgica.

ÍNDICE

LISTA DE QUADROS.....	v
RESUMO.....	vi
SUMMARY.....	vii
INTRODUÇÃO.....	01
CAPÍTULO I - REVISÃO DA LITERATURA	03
A Piezoeletricidade	03
A lei de Wolff.....	04
A eletricidade e sua ação celular.....	05
Achados experimentais em ossos cheios de fluido e cartilagem.....	08
O ultra-som.....	10
CAPÍTULO II - MATERIAL E MÉTODO.....	12
Apresentação.....	12
Descrição da Técnica Utilizada.....	14
Análise do material.....	15
Análise Estatística.....	32
CAPÍTULO III - DISCUSSÃO.....	38
CAPÍTULO IV - CONCLUSÕES	41
CAPÍTULO V - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

LISTA DE QUADROS

I.	Distribuição de Pacientes por Idade ao Início do Tratamento	13
II.	Diagnóstico Diferencial.....	13
III.	Distribuição Esquelética.....	15
IV.	Distribuição no Corpo do Osso.....	16
V.	Tipo de Fixação Presente.....	17
VI.	Ausência de Fixação Interna/Externa.....	17
VII.	Tipo de Calo Ósseo.....	18
VIII.	Tempo de Evolução da Lesão.....	19
IX.	Cirurgia Prévia.....	20
X.	Enxerto Ósseo - Tratamento Prévio.....	20
XI.	Medidas Radiográficas.....	21
XII.	Número de Sessões.....	22
XIII.	Resultados.....	23
XIV.	Análise dos Fracassos.....	24
XV.	Localização Óssea e Número Cirurgias.....	24
XVI.	Distância entre as Extremidades Ósseas	25
XVII.	Análise dos Casos de Abandono de Tratamento (A).	25
XVIII.	Análise dos Casos de Abandono de Tratamento (B):	26
XIX.	Resumo dos Casos.....	27
XX.	Fotografias de Calo Ósseo (Tipos)	33

RESUMO

Em 1985 iniciou-se uma investigação clínica, no Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, onde o autor avalia o uso da estimulação do calo ósseo por ultra-som, em 31 pacientes compondo um conjunto de 37 ossos, com pseudartrose e/ou retardo de consolidação das fraturas.

Todos os casos foram examinados periodicamente, clínica e radiologicamente. O tempo da estimulação ultra-sônica variou entre um mínimo de 4 semanas (1 mês) até um máximo de 26,6 semanas (6,65 meses).

As aplicações foram realizadas numa frequência de 3 a 5 por semana, durante 10 minutos por dia, não ocorrendo qualquer reação deletéria local ou sistêmica.

O índice de cura obtido foi de 72,97%.

O método da estimulação ultra-sônica do caso ósseo aplicado durante todo período de investigação, além da vantagem de não ser invasivo, mostrou-se seguro e eficiente.

Foram determinados padrões para a aplicação do ultra-som e definidas características clínicas julgadas importantes para o prognóstico da lesão óssea focal.

SUMMARY

A non-invasive form of ultrasound stimulation of nonunion fractures has been applied since 1979 in 31 patients (37 bones) with pseudarthrosis and non-union fractures. The mechanism by which ultrasound stimulation induces osteogenesis is presented and discussed. One possible explanation is that the piezoelectricity effect produced by mechanical stress is also stimulated by the ultra-sound energy on the bone surface.

Clinically the treatment was applied for 10 minutes 3-5 times a week, during a minimum of 1 month and a maximum of almost 7 months (6,65 months).

No harmful neither side effects have been observed.

This method of stimulating growth bone is safe, efficient and non-invasive.

There were determined clinic patterns for the use of ultrasonic energy and certain clinic characteristics were judged important to the prognosis.

Union was achieved in 72,97%.

INTRODUÇÃO

A pseudartrose e o retardo de consolidação das fraturas têm sido grandes problemas enfrentados pela Ortopedia, desde o seu aparecimento como especialidade médica.

O aumento do número de casos, progressivo e diretamente relacionado com o maior uso de veículos a propulsão e de velocidade cada vez maior, vem salientando um fato negativo: o afastamento do trabalho de parcela significativa da sociedade ativa.

Os métodos de tratamento propostos apresentam pouca modificação, não se afastando dos princípios básicos, compreendidos pelo trinômio: enxertia óssea (fator biológico), fixação rígida do foco e imobilização gessada (fatores mecânicos).

Como o problema interessa a várias especialidades médicas, estudos e pesquisas são feitos e desenvolvidos para a descoberta e utilização de novos métodos que intervenham positivamente no foco da pseudartrose e retardo de consolidação, no sentido de estimular a osteogênese, levando à cura.

Autores de importância, desde Pierre Curie, Fukada, Yasuda, Becker, Weber e Bassett entre os estrangeiros, até Marcondes de Souza, Camilo Xavier, Mascarenhas e Luiz Duarte entre os nacionais, foram traçando uma linha de ação baseada no uso da eletricidade para a cura da pseudartrose e para o estímulo do calo ósseo no retardo de consolidação.

A necessidade de evolução, no sentido de utilizar um méto-

do alternativo e não agressivo no tratamento da pseudartrose e retardo de consolidação das fraturas, levou-nos ao emprego do ultra-som, em pacientes do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, no período compreendido entre agosto de 1985 e dezembro de 1986.

Os resultados obtidos com essa pesquisa permitiram-nos chegar a algumas conclusões importantes que constituem o objetivo deste trabalho.

CAPÍTULO I

REVISÃO DA LITERATURA

A PIEZOELETRICIDADE

Em 1880, Pierre Curie descobriu a piezoeletricidade em certos materiais. Piezoeletricidade é o termo geralmente usado para descrever o aparecimento de potenciais elétricos em alguns materiais, quando o "stress" ou forças externas estão presentes. (POLLACK, 1984)³⁵.

FUKADA e YASUDA (1957)²¹ demonstraram na Academia de Ciências do Japão a piezoeletricidade direta e indireta do osso.

Segundo BASSETT (1971)³, a piezoeletricidade direta ou efeito piezoelétrico direto é a conversão de energia mecânica em energia elétrica. Ao se aplicar um campo elétrico a um elemento piezoelétrico, este apresentará uma deformação mecânica, a qual representa o efeito piezoelétrico indireto ou piezoeletricidade indireta.

A pesquisa de FUKADA e YASUDA (1957)²¹ indicou também que, quando forças externas são aplicadas ao osso, são gerados

sinais elétricos que podem ser descritos em termos da teoria piezoelétrica.

O modelo utilizado sugeriu que o potencial influenciou na resposta celular, tanto que o potencial negativo levou à produção da osteogênese, enquanto que o potencial positivo favoreceu a reabsorção óssea (POLLACK, 1984)³⁵.

Durante os últimos 15 anos, muitos sistemas biológicos têm sido considerados capazes de transformar energia mecânica em energia elétrica. Esse comportamento tem atribuído à piezoelectricidade propriedades semelhantes a longas cadeias de biopolímeros, incluindo-se entre eles: o colágeno, a celulose, a queratina, os polissacarídeos protéicos e os ácidos nucleicos (BASSETT & PAWLUK, 1975)⁷.

Embora a piezoelectricidade no osso esteja assim comprovada, a sua origem não é totalmente entendida e as características dos potenciais produzidos são definidas de forma incompleta até os dias atuais (COCHRAN, PAWLUK & BASSETT, 1968)¹¹.

A LEI DE WOLFF

Em 1962, BASSETT & BECKER⁴ tomaram como hipótese a separação de cargas elétricas induzidas mecanicamente, para controlar a atividade das células ósseas e dos seus produtos biopoliméricos.

BASSETT & PAWLUK (1975)⁷ afirmaram que a atividade osteoblástica ocorre na superfície côncava do osso e que esta se torna eletronegativa, ao passo que a superfície convexa apresenta atividade osteoclástica, tornando-se eletropositiva.

Os estudos efetuados neste sentido indicaram que, quando o osso era submetido a forças não uniformes, as regiões onde havia compressão apresentavam um potencial negativo e as regiões

onde havia tensão apresentavam um potencial positivo (POLLACK, 1984)³⁵.

A relação entre forças mecânicas e arquitetura óssea é bem definida na lei de Wolff. Contudo, o mecanismo básico responsável por essa relação não o é por completo. O trabalho de JAHN (1968)²⁴ sobre movimento iônico e a contratilidade das membranas celulares, em resposta a estímulos elétricos, pode ser pertinente a este mecanismo. (COCHRAN, PAWLUK & BASSETT, 1968)¹¹.

A ELETRICIDADE E SUA AÇÃO CELULAR

Até o ano de 1964, era do conhecimento científico que era possível retardar o processo de reparação óssea, por várias maneiras, mas ainda não se havia conseguido a sua aceleração. A demonstração do aumento da osteogênese pela estimulação elétrica sugeriu que poderia ser possível acelerar a consolidação das fraturas (BASSETT & PAWLUK, 1975)⁷.

Antagonicamente, essa idéia clinicamente atrativa, foi modificada por dois grandes problemas: 1) a formação óssea induzida eletricamente por correntes diretas está limitada a regiões próximas do cátodo, onde podem ocorrer possíveis efeitos deletérios. As tentativas iniciais com o objetivo de aumentar a resposta no sentido da formação óssea, com o emprego da eletricidade, foram sem êxito; 2) o método é cirurgicamente invasivo, exigindo a implantação percutânea dos eletrodos e poderá provocar um aumento do índice de infecção óssea (BASSETT & PAWLUK, 1975)⁷.

Em 1967 (BASSETT & PAWLUK)⁶ iniciaram as pesquisas no sentido de desenvolver um método seguro, eficiente e prático que modificasse o estado elétrico do foco de fratura, no sentido da estimulação osteoblástica, sem a necessidade de intervenção cirúrgica.

BASSETT & HERRMANN (1968)⁵ pesquisaram a ação de campos eletrostáticos e eletrodinâmicos sobre culturas de tecidos, com a intenção de analisar os seus efeitos sobre as células de tecido conectivo "in vitro". Como resultado, divulgou-se que os fibroblastos 3-T-6, crescidos em meio de Falcon pertri, responderam aos campos eletrostáticos e eletrodinâmicos, com aumento da síntese de DNA e de colágeno. Por exemplo: os fibroblastos e outras células do tecido conectivo (como um homogeneizado de embrião de galinha) foram criados em travessas contendo meio de Falcon pertri, que foram colocadas entre 2 pontos de alumínio, sob um campo elétrico de 100 V/cm, durante um período de 1 semana. Os campos eram ora contínuos (eletrostáticos) ora em pulsos de 1 Hz (eletrodinâmicos). As culturas foram estudadas após 1 semana de estimulação contínua em campos eletrostáticos, demonstrando um aumento de crescimento acima dos valores-controle de 20% em DNA e 40% em hidroxiprolina total (medida pela incorporação de 3H-prolina).

Quando ocorre exposição de campos eletrodinâmicos de 1Hz a 1000 V/cm, o DNA aumenta acima dos valores-controle em 20% e o colágeno aumenta 300% (BASSETT & PAWLUK, 1975)⁷.

Concomitantemente, uma variedade de alterações ultra-estruturais associadas com o aumento da síntese, foram documentadas pelo microscópio eletrônico, tais como o aumento do número de mitocôndrias com finos cristais, proeminentes vesículas e vínculos secretórios e grande número de ribossomos livres no citoplasma (BASSETT, 1975)⁷.

Efeitos estimulantes foram achados com valores de campo elétrico tão baixos quanto 100V/cm, apesar dos efeitos serem consideravelmente menores (BASSETT & PAWLUK, 1975)⁷.

NORTON e MOORE (1972)³¹ fizeram estudos com campos eletrodinâmicos estimulando a calvária embrionária, produzindo re-

sultados similares aos de BASSETT & PAWLUK (1975)⁷

A demonstração de que as células do tecido conectivo "in vitro" responderam a campos elétricos, com aumento da divisão e função celular, associada ao fato relatado por MC ELHANEY e colaboradores (1968)³⁰ sobre a diminuição da osteoporose de desuso em ratos estimulados por campos eletrostáticos, indicaram a efetividade do método e a possibilidade de ser utilizado no tratamento de certas fraturas.

FRIEDENBERG e colaboradores (1966,1969,1971,1973)^{17,19,18,20} comprovaram a existência dos potenciais elétricos do osso, com a colocação de eletrodos na superfície de um osso vivo, sem qualquer aplicação de "stress" mecânico.

Os potenciais elétricos apresentados pelo osso são devidos ao colágeno, pois a porção mineral produz pequenos potenciais ou não produz potencial algum, de acordo com os estudos de MARIÑO e colaboradores (1975)²⁷.

Em experiências realizadas em 1963 e 1964, utilizando baterias miniaturizadas, com eletrodos de platina-irídio implantados em canais medulares de ossos de cães, com corrente de 3 - 4 mA, pelo prazo de 21 dias, BASSETT e colaboradores⁸ notaram um aumento da osteogênese ao redor do cátodo. Detalhes técnicos estabelecidos durante essas experiências serviram de modelo para muitas investigações e pesquisas durante a década de 70.

Foram realizados estudos em laboratórios (BASSETT, 1967)⁶ sobre a aplicação de correntes constantes, alternadas em pulsos, com ciclos simétrico e assimétrico, entre outras, que possibilitaram as seguintes considerações:

- a) a atividade osteoblástica é caracteristicamente observada nas proximidades do eletrodo do cátodo e a atividade osteoclástica está presente no eletrodo do ânodo;
- b) há um limiar de corrente de 3-5 mA, necessário para estimular a osteogênese. O estímulo ótimo se situa entre 10 a 25 mA;

- c) surgiram efeitos deletérios quando foram usadas correntes acima de 50 mA;
- d) na maioria dos casos, sob a ação de correntes constantes ou sob pulsos de corrente, não foi observada polaridade dependente da resposta celular.

ACHADOS EXPERIMENTAIS EM OSSOS CHEIOS DE FLUIDO E CARTILAGEM

ANDERSON & ERIKSSON (1968, 1970)¹⁻² postularam que os efeitos eletrocinéticos se constituíram no mecanismo eletro-gerador, para as suas observações no tendão. Observaram que, durante as experiências de estiramento de tendão, ao diminuir o pH do fluido, as atividades de potencial elétrico mensuráveis diminuem, alcançando um valor zero no ponto isoelétrico do colágeno e aumentavam em magnitude, mas com sinal oposto, quando o pH era mais rebaixado. Devido ao ponto isoelétrico do colágeno ter sido previamente confirmado pela eletroforese, os autores concluíram que a presença de potenciais de fluxo estava confirmada. Postularam, então, que efeitos similares poderiam ocorrer nos ossos.

Parece ser demonstrável que o osso tem um potencial elétrico diferente de zero e que o "stress" que gera os potenciais depende das propriedades dos fluidos. Trabalhos de CIGNITTI e cols. (1970/1971)¹⁰ confirmaram essas afirmativas.

PIENKOWSKI & POLLACK (1980)³² relataram o efeito da variação da condutividade fluida nos potenciais elétricos gerados por "stress". Eles observaram que, realmente, o sinal elétrico diminui enquanto a condutividade aumenta, em espécimens de ossos humano e bovino, quando o cloreto de sódio misturado à água destilada é usado como meio fluídico.

O excelente trabalho de GROSS e WILLIAMS (1982)²² e o tra-

balho de ERIKSSON (1976)¹⁶ mostraram que o osso tem um potencial elétrico diferente de zero, e que, portanto, fluxos de potencial devem estar presentes. Também comprovaram que as amplitudes desses potenciais diminuíram, enquanto a viscosidade e a condutividade elétrica do fluido aumentaram.

PIENKOWSKI & POLLACK (1981, 1983)³³⁻³⁴ confirmaram as afirmações acima citadas e também salientaram que a relação linear inversa existente entre o potencial elétrico observado e a viscosidade do fluido foi rigorosamente satisfeita.

Após a obtenção de inúmeras mensurações dos potenciais bioelétricos dos ossos longos, feitas por FRIEDENBERG e colaboradores (1966, 1969, 1971, 1973)^{17,19,18,20} pode-se afirmar que:

- a) os potenciais são da ordem de muitos milivolts, em amplitude;
- b) a diáfise é geralmente mais positiva que a metáfise;
- c) a região cortical é sempre eletropositiva enquanto a região medular é eletronegativa.

É extremamente significativo notar que, durante cada mensuração, nenhum "stress" foi aplicado ao osso.

Na tentativa de compreender a origem desses potenciais bioelétricos, foram feitos estudos experimentais dos efeitos da viabilidade das células ósseas, da secção dos nervos ciático e femoral, da ligadura da artéria femoral, das fraturas, das lesões ósseas localizadas e do crescimento, sobre aqueles potenciais bioelétricos. As conclusões obtidas por inúmeros autores foram que os potenciais bioelétricos:

- a) são dependentes da viabilidade celular;
- b) não são afetados por lesão nervosa ou ligadura arterial;
- c) decrescem em amplitude quando existem lesões ósseas localizadas;
- d) tornam-se significativamente negativos nos focos de fratura;
- e) aumentam a sua eletronegatividade nos locais de crescimento

ósseo;

f) geralmente diminuem de amplitude após a morte do animal.

No ano de 1979, a F.D.A. (Associação Controladora dos Alimentos e das Drogas, nos E.U.A.) aprovou a utilização de três sistemas elétricos para o tratamento do retardo de consolidação das fraturas:

- a) sistema constante direto semi-invasivo (BRIGHTON)⁹;
- b) sistema constante direto totalmente implantado (DWYER & WICKAM)¹⁵;
- c) sistema indutivo duplo não-invasivo (BASSETT)⁷.

O ULTRA-SOM

São chamadas de ultra-som as vibrações elásticas maiores que 20kHz, não perceptíveis ao ouvido humano.

Essas vibrações são obtidas através da aplicação de tensões elétricas oscilantes, num cristal piezoelétrico, que pode ser o quartzo ou uma cerâmica especial. O cristal contrair-se-á e expandir-se-á na frequência da tensão a ele aplicada (piezoeletricidade) (XAVIER, DUARTE e cols. 1983)⁴².

MASCARENHAS (1972, 1974)^{29, 28} demonstrou a presença de um novo efeito elétrico no osso (eletreto-ósseo).

KÖBERLE (1974)²⁶ investigou o efeito magnético no osso, para um posterior estudo da influência da corrente elétrica sobre o calo de fratura, nas fíbulas de coelho. Observou a presença de aceleração na consolidação óssea nos animais estimulados.

SIGELMANN (1974)³⁸ elaborou um trabalho que apresentou como objetivo fundamental o estabelecimento de normas e orientações para a pesquisa e o desenvolvimento do ultra-som.

DUARTE (1976)¹² correlacionou a energia ultra-sônica e a estimulação do crescimento ósseo. O desenvolvimento e aprofundamento dessas noções se concretizaram através da Tese de Docên-

cia Livre (DUARTE, 1977)¹³. A apresentação dos resultados e da evolução do papel da energia ultra-sônica sobre a estimulação do crescimento ósseo foi feita em 1983 por DUARTE & CAMILO XAVIER⁴².

MARCONDES DE SOUZA e colaboradores (1981)³⁹ deram um passo marcante no sentido da melhor utilização do ultra-som, ao analisarem os efeitos da estimulação elétrica em pseudartrose provocada experimentalmente em cães. A pesquisa teve tamanha repercussão que, em 1982 o estudo do desenvolvimento da pseudartrose experimentalmente provocada em raios de cães, foi Tema de Dissertação de Mestrado de SANTOS NETO³⁶.

HILL (1972)²³ desenvolveu estudos no sentido de se evitar o fenômeno da cavitação, mantendo-se a intensidade do ultrasom abaixo de $0,1 \text{ W/cm}^2$, ao ser utilizado para a estimulação óssea.

SEVITT (1980)³⁷ aponta o valor de 0,5 cm como o limite máximo de distância, capaz de ser percorrida pelo processo reparador ósseo, estimulado pelo ultra-som, no prazo de 1 ano.

CAPÍTULO II

MATERIAL E MÉTODO

APRESENTAÇÃO

No Hospital das Clínicas da Universidade Federal do Paraná, Departamento de Cirurgia, Disciplina de Ortopedia e Traumatologia, em colaboração com o Serviço de Fisioterapia do mesmo hospital, foi utilizado o ULTRA-SOM, para o tratamento de casos de pseudartrose e de retardo de consolidação de fraturas de ossos, em pacientes atendidos no período compreendido entre agosto de 1985 e dezembro de 1986.

Foi submetida ao tratamento uma série consecutiva de 31 pacientes, de ambos os sexos, com um total de 37 ossos (5 pacientes tinham mais de um osso atingido, sendo 4 pacientes com 2 ossos e 1 paciente com 3 ossos). Eram 64,52% do sexo masculino (20 pacientes) e 35,48% do sexo feminino (11 pacientes).

QUADRO I
DISTRIBUIÇÃO DE PACIENTES POR IDADE AO INÍCIO DO TRATAMENTO

CLASSE	MASCULINO	%	FEMININO	%
00 - 09 anos	00	0,00	00	0,00
10 - 19 anos	01	3,22	02	6,45
20 - 29 anos	09	29,04	04	12,91
30 - 39 anos	07	22,60	01	3,22
40 - 49 anos	01	3,22	00	0,00
50 - 59 anos	01	3,22	02	6,45
60 - 69 anos	00	0,00	02	6,45
70 - 79 anos	01	3,22	00	0,00
TOTAL	20	64,52	11	35,48

O diagnóstico diferencial entre "retardo de consolidação" e "pseudartrose" foi feito com base em dados clínicos (presença de dor, mobilidade anormal e tempo de evolução) e dados radiográficos.

Foram seguidos os conceitos estabelecidos por WATSON JONES (1957)⁴⁰ e por WEBER & CECH (1976)⁴¹, segundo o QUADRO II.

QUADRO II
DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL

DIAGNÓSTICO	Nº CASOS	PORCENTAGEM
RETARDO CONSOLIDAÇÃO	20	54,05
PSEUDARTROSE	17	45,95
TOTAL	37	100,00

Todos os pacientes foram previamente esclarecidos sobre o tipo de tratamento ao qual se submeteriam e concordaram em participar da investigação, comprometendo-se a comparecer às sessões marcadas, na frequência estabelecida.

Os critérios adotados foram os seguintes:

- a) FREQUÊNCIA: uma sessão diária, ou no mínimo uma sessão três vezes por semana;
- b) NÚMERO MÍNIMO DE SESSÕES: vinte;
- c) CONTROLE RADIOLÓGICO: a cada vinte sessões.

DESCRIÇÃO DA TÉCNICA UTILIZADA

Foi usado um aparelho emissor de vibrações ultra-sônicas marca Siemens, modelo Sonostat 631, com potência variando entre 0,05 e 3 Watts, com emissão contínua de ondas.

A dosagem empregada foi de $0,05 \text{ W/cm}^2$, com um tempo de aplicação de dez minutos por sessão diária ou no mínimo três vezes por semana.

O local de aplicação no osso foi determinado por meio de radiografias simples e pela palpação dos elementos anatómicos superficiais.

A aplicação do cabeçote do transdutor foi feita em dois planos, com 45 ou 90 graus entre si, tomando-se a precaução de, no caso de haver uma placa metálica como material de síntese óssea, nenhum desses planos ser perpendicular a ela.

Foram usados como meio intermediário, entre o cabeçote do transdutor e a epiderme do paciente, a vaselina líquida e o balão de borracha contendo água, com a finalidade de permitir um melhor acoplamento e contacto.

O número de sessões (mínimo) foi de vinte por osso.

Os controles radiográficos nas posições que melhor pudes-

sem evidenciar a evolução do calo ósseo também foram realizados a cada vinte sessões.

ANÁLISE DO MATERIAL

O material desta investigação foi analisado de acordo com:

- a) número de ossos tratados, com sua respectiva distribuição no esqueleto;
- b) presença ou não de fixação e/ou imobilização externa;
- c) presença de infecção óssea;
- d) tipo de calo ósseo existente;
- e) tempo de evolução da lesão óssea;
- f) número de cirurgias previamente realizadas;
- g) número de cirurgias prévias em que foi usado enxerto ósseo;
- h) medida radiográfica da separação das extremidades ósseas;
- i) número de sessões do ultra-som;
- j) duração do tratamento;
- l) resultados do tratamento;
- m) complicações.

a) DISTRIBUIÇÃO ESQUELÉTICA

O QUADRO III mostra a distribuição esquelética da lesão.

QUADRO III
DISTRIBUIÇÃO ESQUELÉTICA

OSSO	Nº CASOS	PERCENTAGEM
FÊMUR	8	21,62
TÍBIA	8	21,62
RÁDIO	8	21,62
ULNA	6	16,22
ESCAFÓIDE	5	13,51
ÚMERO	2	5,41
TOTAL	37	100,00

O fêmur, a tíbia e o rádio contribuíram com uma porcentagem de 64,86% dos casos.

DISTRIBUIÇÃO QUANTO À LOCALIZAÇÃO NO CORPO DO OSSO

QUADRO IV

DISTRIBUIÇÃO NO CORPO DO OSSO

OSSO	1/3 PROXIMAL Nº casos	1/3 MÉDIO Nº casos	1/3 DISTAL Nº casos
FÊMUR	0	8	0
TÍBIA	2	5	1
RÁDIO	0	8	0
ULNA	0	5	1
ESCAFÓIDE	3	2	0
ÚMERO	1	1	0
TOTAL	6 (16%)	29 (79%)	2 (5%)

b) TIPO DE FIXAÇÃO

Cerca da metade dos ossos tratados (54,05%) apresentava material de osteossíntese (placas, parafusos, hastes intra-medulares), sendo que 4 ossos complementavam a osteossíntese com aparelhos gessados. Nestes casos, foi aberta uma janela no gesso, suficientemente ampla para a aplicação do ultra-som, sem prejuízo da técnica.

Quatro ossos (10,82%) apresentavam fixadores ou alongadores externos, sendo que 2 fêmures com o alongador de Wagner e 2 tíbias, uma com o fixador de Preston e outra com o fixador de Hoffmann.

QUADRO V
TIPO DE FIXAÇÃO PRESENTE

TIPO DE FIXAÇÃO	Nº OSSOS	PERCENTAGEM
INTERNA	20	54,05
EXTERNA	04	10,82
AUSENTE	13	35,13
TOTAL	37	100,00

Treze ossos não apresentavam nenhum tipo de fixação interna ou externa (35,13%) de acordo com o QUADRO VI.

QUADRO VI
AUSÊNCIA DE FIXAÇÃO INTERNA/EXTERNA

OSSO	Nº DE CASOS	PERCENTAGEM
ESCAFÓIDE	5	38,46
ÚMERO	2	15,38
RÁDIO	2	15,38
ULNA	2	15,38
FÊMUR	1	7,70
TÍBIA	1	7,70
TOTAL	13	100,00

Os trezes casos citados no QUADRO VI não apresentavam fixação interna ou externa porque desse conjunto, somente 1 escafóide foi operado, com colocação de enxerto ósseo isolado e 1 tibia submetida à osteotomia em 1/3 superior, com 5 meses de evolução.

c) PRESENÇA DE INFECÇÃO

Cinco ossos (13,51%) apresentavam infecção, sendo que a fratura inicial fora exposta em 3 e fechada em 2, todos eles submetidos a tratamento cirúrgico.

d) TIPO DE CALO ÓSSEO

O calo ósseo foi avaliado e classificado, antes do início do tratamento, em três tipos:

- a) atrófico - quando havia afilamento das extremidades ósseas, com fechamento do canal medular parcial ou total;
- b) hipertrófico - quando havia alargamento das extremidades ósseas, com fechamento do canal medular;
- c) ausente - quando não havia nem afilamento e nem alargamento das extremidades ósseas, evidenciando uma falta de resposta reparadora; em alguns casos havia esclerose marginal variável e fechamento parcial ou total do canal medular.

QUADRO VII

TIPO DE CALO ÓSSEO

CALO ÓSSEO	Nº CASOS	PERCENTAGEM
AUSENTE	30	81,08
ATRÓFICO	6	16,21
HIPERTRÓFICO	1	2,71
TOTAL	37	100,00

e) TEMPO DE EVOLUÇÃO DA LESÃO

Os pacientes foram encaminhados para tratamento, com um tempo de evolução, desde o momento da solução de continuidade óssea, que variou entre 2 e 228 meses, com uma média geral de 20,68 meses ou quase 2 anos.

Cerca de 2/3 dos casos tinham de 2 a 12 meses de evolução (62,16% - 23 ossos).

Desses 23 ossos, 20 apresentavam retardo de consolidação e 3 apresentavam pseudartrose.

A média de tempo de evolução dos 20 casos com retardo de consolidação foi de 3,92 meses.

A média de tempo de evolução dos 17 casos de pseudartrose foi de 40,41 meses, com uma variação entre 11 e 228 meses (QUADRO VIII).

QUADRO VIII

TEMPO DE EVOLUÇÃO DA LESÃO

TEMPO DE EVOLUÇÃO DA LESÃO	Nº DE CASOS		PERCENTAGEM
	RETARDO CONSOLIDAÇÃO	PSEUDARTROSE	
2 - 12 meses	20	3	62,16
13 - 24 meses	0	9	24,32
25 - 36 meses	0	0	00,00
37 - 48 meses	0	0	00,00
49 - 60 meses	0	2	5,41
61 - 72 meses	0	2	5,41
73 - 228 meses	0	1	2,70
TOTAL	20 (54,05%)	17 (45,95%)	100,00

f) NÚMERO DE CIRURGIAS PREVIAMENTE REALIZADAS NO MESMO LOCAL

Foi valorizado o número de cirurgias, pela possibilidade crescente de alterações vasculares locais, pela quantidade de tecido fibroso de interposição, pela predisposição cada vez maior às infecções e pelo tempo de duração da impotência funcional do membro atingido e conseqüente afastamento de atividades labora-

tiva e/ou capacidade de deambulação do paciente (QUADRO IX).

QUADRO IX
CIRURGIA PRÉVIA

CIRURGIA PRÉVIA	Nº DE OSSOS	PERCENTAGEM
SIM	27	72,97
NÃO	10	27,03
TOTAL	37	100,00

O número de cirurgias variou entre 1 e 5, nos 27 ossos operados. O número médio de cirurgias foi de 1,81.

g) EMPREGO DE ENXERTO ÓSSEO PREVIAMENTE À ESTIMULAÇÃO ULTRA-SÔNICA

O enxerto ósseo, como elemento biológico para a estimulação do calo ósseo, foi empregado em 17 ossos (45,95%).

Treze ossos apresentavam pseudartrose (76,47%) e quatro apresentavam retardo de consolidação (23,53%).

Em todos os 17 ossos, só foi colocado enxerto ósseo em 1 intervenção cirúrgica (QUADRO X).

QUADRO X
ENXERTO ÓSSEO - TRATAMENTO PRÉVIO

ENXERTO ÓSSEO	Nº DE CASOS	PERCENTAGEM
SIM	17	45,95
NÃO	20	54,05
TOTAL	37	100,00

h) MEDIDAS RADIOGRÁFICAS

Todos os 37 ossos foram submetidos a um estudo radiográfico simples, em duas posições (ântero-posterior e perfil), para que fosse efetuada a mensuração da distância entre as extremidades ósseas ao nível da solução de continuidade (QUADRO XI).

QUADRO XI

MEDIDAS RADIOGRÁFICAS

Separação entre as extremidades ósseas em 1/10 cm.

POSIÇÃO EM A-P		POSIÇÃO EM PERFIL	
Nº CASOS	DISTÂNCIA	Nº CASOS	DISTÂNCIA
22	01	15	01
09	02	15	02
02	03	02	03
02	04	02	04
02	05	02	05
		01	06
37	MÉDIA:1,727	37	MÉDIA:2,027

A distância média entre as extremidades ósseas foi de 0,1727 cm no clichê radiográfico em incidência ântero - posterior e de 0,2027 cm no clichê radiográfico em incidência de perfil.

i) NÚMERO DE SESSÕES

O número de sessões de ultra-som aplicadas variou entre um mínimo de 20 e um máximo de 133, com uma média de 48,78 sessões (QUADRO XII).

QUADRO XII
NÚMERO DE SESSÕES

NÚMERO DE SESSÕES ULTRA-SOM	Nº CASOS	PERCENTAGEM
20	08	21,62
20 - 40	13	35,14
41 - 60	08	21,62
61 - 80	04	10,81
81 - 100	03	8,11
101 - 120	00	0,00
121 - 140	01	2,70
TOTAL	37	100,00

O número de sessões aplicadas nos 20 casos de retardo de consolidação foi de 705, com uma média de 35,25.

O número de sessões aplicadas nos 17 casos de pseudartrose foi de 830, com uma média de 48,82.

j) DURAÇÃO DO TRATAMENTO

O tempo de duração do tratamento com ultra-som, nos casos de retardo de consolidação variou entre um mínimo de 4 semanas e um máximo de 16 semanas (média de 7,1 semanas).

O tempo de duração nos casos de pseudartrose variou entre um mínimo de 4 semanas e um máximo de 26,6 semanas (média de 9,7 semanas).

1) RESULTADOS

Os resultados obtidos após a análise dos requisitos anteriormente citados, para cada osso, foram classificados em:

- a) cura - consolidação do foco de solução de continuidade;
- b) fracasso - não se obteve a consolidação do foco de solução de

continuidade e os casos foram encaminhados à cirurgia;

c) abandono de tratamento.

QUADRO XIII

RESULTADOS

RESULTADOS	Nº CASOS		PERCENTAGEM
	RETARDO	PSEUDARTROSE	
CURA	15	12	72,97
FRACASSO	4	3	18,92
ABANDONO	1	2	8,11
TOTAL	20	17	100,00

Dos 27 casos que foram curados, 12 casos eram de pseudartrose (44,44%) e 15 casos eram de retardo de consolidação (55,56%).

Os fracassos foram em número de 7 (18,92%), sendo que 3 eram de pseudartrose (1 fêmur, 1 escafóide, 1 tíbia) e 4 eram de retardo de consolidação (2 úmeros, 1 rádio, 1 fêmur).

Dos 7 casos, apresentavam ausência de qualquer tipo de fixação 4 casos (CASOS 12, 18, 20, 32 - QUADRO XIV) e 3 casos apresentavam-se 2 com fixação interna (CASOS 13,23) e 1 com fixação externa com alongador de Wagner (CASO 31). No CASO 13, a placa metálica utilizada estava quebrada.

Quanto à imobilização externa efetiva, nenhum dos casos a apresentava (QUADRO XIV).

Houve a ocorrência de infecção no CASO 31.

Foi avaliado o tipo de calo ósseo, sendo que nos CASOS 12, 23, 31, 32 era do tipo atrófico e nos CASOS 13, 18, 20 era ausente.

QUADRO XIV
ANÁLISE DOS FRACASSOS

IDENTIFICAÇÃO CASOS Nº	FIXAÇÃO	IMOBILIZAÇÃO	INFECÇÃO	TIPO CALO ÓSSEO
12	não	não	não	atrófico
13	sim	não	não	ausente
18	não	não	não	ausente
20	não	não	não	ausente
23	sim	não	não	atrófico
31	sim	não	sim	atrófico
32	não	não	não	atrófico

O número de cirurgias foi considerado importante, na avaliação dos casos que resultaram em fracasso de tratamento. Tivemos os CASOS 12, 18, 20 que não foram operados; o CASO 13 foi operado uma só vez; os CASOS 30, 31 foram operados duas vezes e o CASO 23, cinco vezes.

Também analisamos a utilização do enxerto ósseo, na eventualidade do tratamento cirúrgico (QUADRO XV).

QUADRO XV
LOCALIZAÇÃO ÓSSEA E NÚMERO CIRURGIAS

IDENTIFICAÇÃO CASOS Nº	LOCALIZAÇÃO	Nº CIRURGIAS	USO EXTERNO ÓSSEO
12	úmero	00	não
13	rádio	01	não
18	fêmur	00	não
20	úmero	00	não
23	tíbia	05	sim
31	fêmur	02	sim
32	escafóide	02	sim

Também a distância entre as extremidades ósseas foi avaliada, para ser correlacionada com a capacidade de crescimento

do processo reparativo estimulado pelo ultra-som (QUADRO XVI).

QUADRO XVI

DISTÂNCIA ENTRE AS EXTREMIDADES ÓSSEAS

(medida em 1/10 cm)

CASO Nº	DIAGNÓSTICO		DISTÂNCIA	
	PSEUDARTROSE	RETARDO	A-P	PERFIL
12	--	sim	0,3	0,4
13	--	sim	0,1	0,2
18	--	sim	0,4	0,5
20	--	sim	0,5	0,2
23	sim	--	0,2	0,3
31	sim	--	0,4	0,5
32	sim	--	0,2	0,2

O número de sessões de ultra-som, nos casos que resultaram em fracasso variou de um mínimo de 20 até um máximo de 85, com uma média de 43,85.

O tempo de duração do tratamento com o ultra-som variou entre 1 mês e 4 meses, com uma média de 2,31 meses.

Abandonaram o tratamento 3 casos (8,11%), sendo 1 caso de pseudartrose de tíbia (CASO 14), 1 caso de retardo de consolidação de tíbia (CASO 3) e 1 caso de pseudartrose de escafóide (CASO 28).

QUADRO XVIII

ANÁLISE DOS CASOS DE ABANDONO DE TRATAMENTO (A)

IDENTIFICAÇÃO	DIAGNÓSTICO	LOCALIZAÇÃO	TEMPO DE EVOLUÇÃO
CASO 3	Retardo	TÍBIA	5 meses
CASO 14	Pseudartrose	TÍBIA	14 meses
CASO 28	Pseudartrose	ESCAFÓIDE	72 meses

Nenhum dos três casos apresentava qualquer imobilização.

O número de sessões de ultra-som variou entre o mínimo de 33 e o máximo de 80, com uma média de 50.

O tempo dispendido desde o início do tratamento até o seu abandono foi de 10 semanas (2,5 meses).

O único caso que apresentava infecção era o 14.

Analisamos a presença de fixação interna ou externa, o número de cirurgias prévias e o tipo de calo ósseo presente no início do tratamento (QUADRO XVIII).

QUADRO XVIII

ANÁLISE DOS CASOS DE ABANDONO DE TRATAMENTO (B)

IDENTIFICAÇÃO CASOS Nº	FIXAÇÃO	NÚMERO DE CIRURGIAS	TIPO CALO ÓSSEO
3	interna	01	ausente
14	externa	03	ausente
28	ausente	00	atrófico

m) COMPLICAÇÕES

Quanto às complicações, comprovamos que não existiram nem de ordem local, nem sistêmicas. Salientamos que, no CASO 36, em que haviam fístulas ativas secretantes, não houve exacerbação do processo flogístico.

RESUMO DOS CASOS

ORDEM	NÚMERO PRONTUÁRIO	IDADE (ANOS)	SEXO M/F	DIAGNÓSTICO RETARDO PSEUDARTROSE	PRESENÇA FIXAÇÃO	PRESENÇA IMOBILIZAÇÃO	PRESENÇA INFECÇÃO	TIPO DE CALO ÓSSEO	MEDIDAS ENTRE EXT. ÓSSEAS	NÚMERO DE SESSÕES (ULTRA-SOM)	ENXERTO ÓSSEO	RESULTADO
1	L.G.T. 867.936	34	M	Pseudartrose 1/3 prox. Tíbia	Externa (Hoffmann)	Não	Não	Ausente	0,5 x 0,2cm	133	Sim	Cura
2	C.H.O. 645.097	24	M	Pseudartrose 1/3 médio Fêmur	Sim (haste)	Não	Não	Hipertrófico	0,1 x 0,2cm	37	Sim	Cura
3	A.A.C.S. 871.899	20	M	Retardo 1/3 médio distal Tíbia	Sim (Placa + parafusos) em varo	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1 cm	37	Não	Abandono
4	J.A.B. 854.009	32	M	Retardo 1/3 médio Rádio Dir.	Sim (Placa + parafusos)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	38	Sim	Cura
5	J.A.B. 854.009	32	M	Retardo 1/3 médio Ulna dir.)	Sim (Placa + parafusos)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	38	Sim	Cura
6	J.A.B. 854.009	32	M	Retardo 1/3 médio Rádio Esq.	Sim (Placa + Parafusos)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	20	Sim	Cura
7	D.M. 867.983	58	M	Pseudartrose 1/3 médio Rádio	Sim (Placa + parafusos)	Não	Não	Ausente	0,2 x 0,2cm	20	Sim	Cura
8	A.R.A. 203.022	38	M	Pseudartrose 1/3 médio Tíbia	Sim (Placa + Parafusos)	Não	Não	Ausente	0,2 x 0,4cm	80	Sim	Cura

NÚMERO ORDEM	NÚMERO PRONTUÁRIO	IDADE (ANOS)	SEXO M/F	DIAGNÓSTICO RETARDO PSEUDARTROSE	PRESENÇA FIXAÇÃO	PRESENÇA IMOBILI- ZAÇÃO	PRESENÇA INFECÇÃO	TIPO DE CALO ÓSSEO	MEDIDAS ENTRE EXT.ÓSSEAS	NÚMERO DE SESSÕES (ULTRA-SOM)	ENXERTO ÓSSEO	RESULTADO
9	V.L.T. 201.940	20	F	Pseudartrose 1/3 médio Fêmur	Sim (Placa + Parafusos)	Não	Não	Ausente	0,2 x 0,1cm	60	Sim	Cura
10	P.S.C.S. 201.231	15	M	Retardo 1/3 médio Rádio	Não	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	20	Não	Cura
11	P.S.C.S. 201.231	15	M	Retardo 1/3 médio Ulna	Não	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	20	Não	Cura
12	C.H.S. 874.650	24	M	Pseudartrose 1/3 médio Tíbia	Sim (Placa + Parafusos)	Não	Não	Atrófico	0,1 x 0,2cm	50	Sim	Cura
13	L.F. 689.849	21	F	Retardo 1/3 Distal Ulna	Sim (Placa + Parafusos)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,2cm	60	Sim	Cura
14	J.C.C. 871.282	34	M	Retardo 1/3 médio Rádio	Não	Sim (Gesso Braquio Palmar)	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	40	Não	Cura
15	J.C.C. 871.282	34	M	Retardo 1/3 médio Ulna	Não	Sim (BP)	Não	Ausente	0,1 x 0,1	40	Não	Cura
16	P.H.M. 875.284	73	M	Retardo 1/3 proximal Úmero	Não	Não	Não	Atrófico	0,3 x 0,4 cm	40	Não	Fracasso

ORDEM	NÚMERO PRONTUÁRIO	IDADE (ANOS)	SEXO M/F	DIAGNÓSTICO RETARDO PSEUDARTROSE	PRESENÇA FIXAÇÃO	PRESENÇA IMOBILIZAÇÃO	PRESENÇA INFECÇÃO	TIPO DE CALO ÓSSEO	MEEDAS ENTRE EXT.ÓSSEAS	NÚMERO DE SESSÕES (ULTRA-SOM)	ENXERTO ÓSSEO	RESULTADO
17	J.C.M.R. 864.975	29	M	Retardo 1/3 médio Rádio	Sim (Placa + Parafusos) inadequada	Não	Não	Ausente	0,2 x 0,1 cm.	32	Não	Fracasso
18	S.L.A. 865.006	22	M	Pseudartrose 1/3 distal Tíbia	Sim (Preston)	Não	Sim	Ausente	0,2 x 0,3 cm	33	Não	Abandono
19	R.S.Q. 380.926	60	F	Retardo 1/3 proximal Tíbia	Não	Sim (Gesso Inguino Pédico)	Não	Ausente	0,2 x 0,2 cm	40	Não	Cura
20	B.B. 865.513	25	M	Retardo 1/3 proximal Escafóide	Não	Sim (Gesso Braquio Palmar)	Não	Ausente	0,1 x 0,2 cm	30	Não	Cura
21	F.F.C.F. 841.779	32	M	Pseudartrose 1/3 médio Rádio	Sim (Placa + Paraf.)	Não	Sim	Ausente	0,1 x 0,1 cm	95	Sim	Cura
22	F.F.C.F. 841.779	32	M	Pseudartrose 1/3 médio Ulna	Sim (Placa + paraf.)	Não	Sim	Ausente	0,1 x 0,1 cm	95	Sim	Cura
23	M.R.N.L. 237.451	68	F	Retardo 1/3 médio Fêmur	Não	Não	Não	Ausente	0,4 x 0,5 cm	20	Sim	Fracasso

NÚMERO ORDEM	NÚMERO PRONTUÁRIO	IDADE (ANOS)	SEXO M/F	DIAGNÓSTICO RETARDO PSEUDARTROSE	PRESENÇA FIXAÇÃO	PRESENÇA IMOBILI- ZAÇÃO	PRESENÇA INFECÇÃO	TIPO DE CALO ÓSSEO	MEDIDAS ENTRE EXT.ÓSSEAS	NÚMERO DE SESSÕES (ULTRA-SOM)	ENXERTO ÓSSEO	RESULTADO
24	O.A.Z. 866.484	23	F	Retardo 1/3 médio Fêmur	Sim (Haste)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,2cm	40	Não	Cura
25	Z.A.Z. 866.483	51	F	Retardo 1/3 médio Úmero	Não	Não	Não	Ausente	0,5 x 0,2 cm	20	Não	Fracasso
26	R.F.C.T. 850.658	22	F	Pseudartrose 1/3 proximal Escafóide	Não	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,2 cm	62	Não	Cura
27	A.M.L. 866.430	12	F	Pseudartrose 1/3 médio Fêmur	Sim (Haste)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,2 cm	40	Não	Cura
28	N.C.M. 866.133	53	F	Pseudartrose 1/3 médio Tíbia	Sim (Placa + Paraf.)	Não	Não	Atrófico	0,2 x 0,3 cm	85	Sim	Fracasso
29	N.R.V. 867.412	45	M	Retardo 1/3 proximal Escafóide	Não	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1 cm	50	Não	Cura
30	J.N.S. 873.705	36	F	Retardo 1/3 médio Fêmur	Externa (Wagner)	Não	Sim	Ausente	0,1 x 0,2 cm	80	Não	Cura
31	I.G.R. 873.098	14	F	Retardo 1/3 médio Rádio	Sim (Haste)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1 cm	20	Não	Cura

ORDEM	NÚMERO PRONTUÁRIO	IDADE (ANOS)	SEXO M/F	DIAGNÓSTICO RETARDO PSEUDARTROSE	PRESENÇA FIXAÇÃO	PRESENÇA IMOBILIZAÇÃO	PRESENÇA INFECÇÃO	TIPO DE CALO ÓSSEO	MEDIDAS ENTRE EXT.ÓSSEAS	NÚMERO DE SESSÕES (ULTRA-SOM)	ENXERTO ÓSSEO	RESULTADO
32	I.G.R. 873.098	14	F	Retardo 1/3 médio Ulna	Sim (Haste)	Não	Não	Ausente	0,1 x 0,1cm	20	Não	Cura
33	H.A.R. 867.680	25	M	Pseudartrose 1/3 médio/dis- tal Tíbia	Sim (Placa + Paraf.)	Não	Não	Ausente	0,3 x 0,6cm	60	Sim	Cura
34	J.S.V. 210.762	30	M	Pseudartrose 1/3 médio Escafóide	Não	Não	Não	Atrófico	0,1 x 0,1 cm	80	Não	Abandono
35	A.V. 878.261	35	M	Pseudartrose 1/3 médio Fêmur	Sim (Placa + Paraf.)	Não	Não	Ausente	0,2 x 0,2 cm	60	Sim	Cura
36	M.C.S. 868.575	24	M	Pseudartrose 1/3 médio Fêmur	Sim (Wagner)	Não	Sim	Atrófico	0,4 x 0,5 cm	60	Sim	Fracasso
37	L.F.S. 215.229	21	M	Pseudartrose 1/3 médio Escafóide	Não	Não	Não	Atrófico	0,2 x 0,2 cm	50	Sim	Fracasso

ANÁLISE ESTATÍSTICA

CONCLUSÕES

Existe associação entre o diagnóstico ortopédico (retardo de consolidação e pseudartrose) com o tipo de calo ósseo (hipertrófico, atrófico ou ausente) ($\chi^2 = 5,59$; $p < 0,06$).

Ocorre associação entre o diagnóstico ortopédico e a presença de enxerto ósseo ($\chi^2 = 9,63$; $p < 0,01$).

Não houve relação significativa entre o resultado do tratamento (cura ou fracasso), com a presença de enxerto ósseo ($\chi^2 = 2,66$; $p < 0,26$), mas dos casos que evoluíram para a cura (79,48%, se eliminados, os casos de abandono) 63% apresentavam fixação interna e 7% fixação externa.

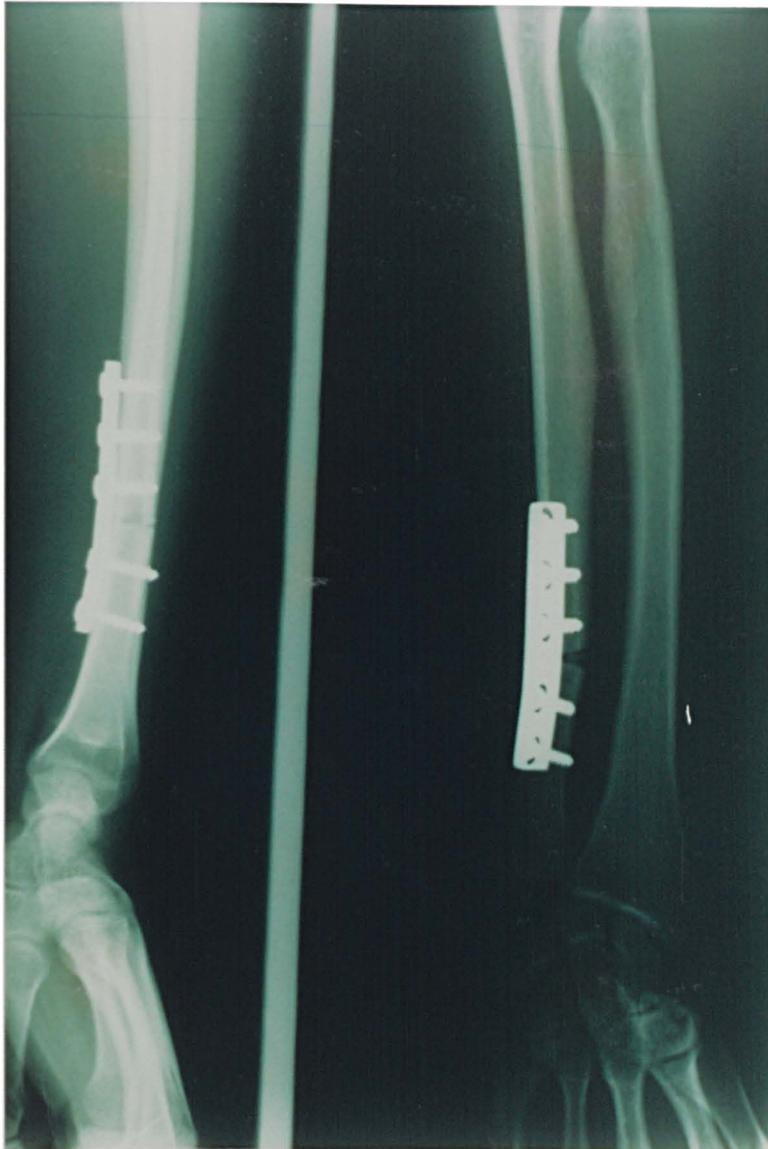
Existe associação entre o resultado do tratamento com o tipo de calo ósseo ($\chi^2 = 12,72$; $p < 0,01$).

A correlação entre o resultado final e a presença de infecção óssea não apresenta associação ($\chi^2 = 0,79$; $p < 0,37$).

CASO Nº 2
PSEUDARTROSE HIPERTRÓFICA

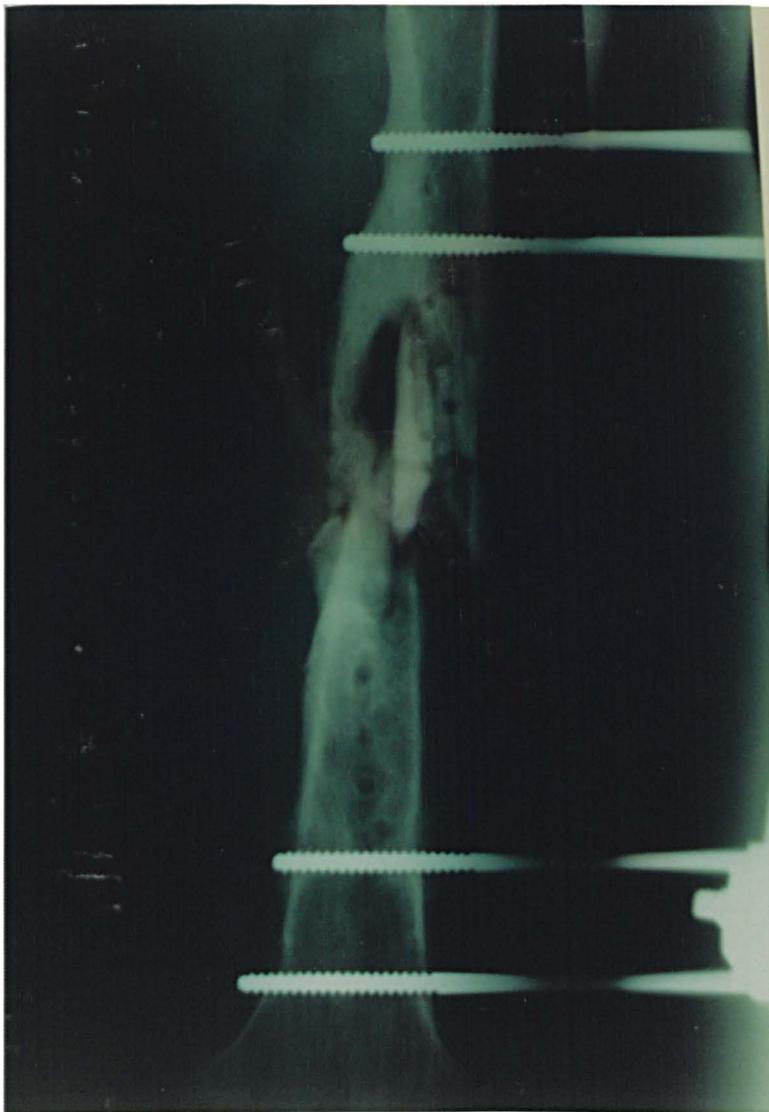


CASO Nº 10
RETARDO DE CONSOLIDAÇÃO
(CALO ÓSSEO AUSENTE)





CASO Nº 30
PSEUDARTROSE ATRÓFICA





DISCUSSÃO

Consideramos o uso do ultra-som no tratamento do retardo de consolidação e pseudartrose das fraturas como um processo alternativo da utilização de um método não-invasivo, que apresenta vantagens como: a) evitar a intervenção cirúrgica, dispensando qualquer procedimento anestésico e prevenindo alterações locais próximas ao foco da lesão óssea;

b) afastar a possibilidade de infecção devido a não comunicação do meio externo com o plano ósseo.

Utilizamos um aparelho emissor de ondas ultra-sônicas da marca Siemens, modelo Sonostat 631, com potência mínima de 0,05 watts, com a característica contínua de emissão de ondas. Segundo HILL²³, o uso de potência abaixo de 0,1 watt evita o fenômeno da cavitação.

Existem inúmeras facilidades técnicas para a sua aplicação. Entre elas, as mais importantes são: a) o pessoal necessário pode ser do nível de escolaridade médio (auxiliar), sob a supervisão de um/uma fisiatra ou fisioterapeuta; b) há possibilidade de atendimento de um número grande de pacientes; c) há um espaço de tempo pequeno necessário para o atendimento de cada paciente. d) Há um baixo custo operacional.

O método não-invasivo que também é utilizado por BASSETT³⁻⁶, (campos eletromagnéticos pulsáteis), tem vantagens como: a) utilização contínua e permanente dos campos eletromagnéticos pulsáteis através de um aparelho portátil, individual e de pequenas dimensões, que facilita o seu emprego; b) a utilização desse aparelhos portátil promove uma diminuição no período de tempo necessário para que ocorra a estimulação do crescimento ósseo no ponto da solução de continuidade. Poder-se-ia até mesmo se cogitar na possibilidade técnica da construção desses aparelhos propostos por BASSETT³⁻⁶, entretanto o alto custo de sua execução, já comprovado pelo inventor, afasta a sua viabilidade. Assim, o método por nós utilizado, tão eficiente quanto o de BASSETT, está mais enquadrado dentro da nossa realidade econômica.

A efetividade do ultra-som utilizada por nós através de corrente contínua, ao contrário de DUARTE & CAMILO XAVIER⁴², que usaram o ultra-som sob a forma de pulsos não foi diminuída, pois os índices são bastante parecidos (72,93% no nosso método e 70% no de DUARTE & CAMILO XAVIER), apesar de na nossa casuística constarem casos de atrofia óssea e ausência de calo ósseo e na de DUARTE & CAMILO XAVIER haver predominância acentuada de casos de pseudartrose hipertrófica.

A utilização do ultra-som, quando da existência de material de osteossíntese, deve ser feita numa incidência tangencial ao material, para que se evite a irradiação da energia calórica para os tecidos moles vizinhos e consequentemente a possibilidade de queimaduras de grau variável. Não há, pois, nenhuma possibilidade de que outros tecidos sejam lesados, desde que haja correta utilização do ultra-som. Isto se comprovou no decorrer de todo o nosso trabalho e em todos os nossos 37 casos.

Nos casos de retardo de consolidação, julgamos que: a) não haveria consolidação espontânea devido ao tempo de evolução ter

ultrapassado o prazo médio de consolidação normal; b) nos casos operados haver uma alta incidência de escolha e uso inadequado do material de osteossíntese; c) e nos casos em que se optou por tratamento conservador, não se utilizou a imobilização adequada ou a escolha do tratamento conservador não foi a mais acertada, levando-se em consideração a conduta aceita na maioria dos Serviços de Traumatologia em todo o mundo.

Ressaltamos que o estudo da distância das extremidades ós seas deve ser levado em consideração, pois melhora a análise do prognóstico e, muitas vezes, pode indicar a utilização do enxerto ósseo.

CONCLUSÕES

1) Consideramos como elemento de suma importância para a cura da lesão óssea focal, a presença de material de osteossíntese tecnicamente bem colocado nos casos submetidos à cirurgia, bem como a imobilização adequada e permanente nos casos tratados de maneira conservadora.

2) A análise do tipo de calo ósseo existente e a mensuração radiográfica da distância entre as extremidades ósseas foram valorizadas, proporcionando um prognóstico mais acertado e uma melhor indicação do uso de enxerto ósseo.

3) A presença de infecção óssea ativa não afastou a possibilidade de uso do ultra-som, porque não tivemos nenhuma exacerbação do processo flogístico no presente estudo.

4) As normas técnicas para a utilização do ultra-som devem ser rigorosamente seguidas, para que sejam evitados efeitos deletérios como a cavitação e popularização desinformada para que o ultra-som continue a ser considerado pela sua real utilidade científica.

5) O uso do ultra-som, como método alternativo para o tratamento do retardo de consolidação e da pseudartrose das fraturas mostrou-se seguro, prático e, sobretudo, eficiente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, J. & ERIKSSON, C. Electrical properties of wet collagen. Nature, London, 218:166-8, 1968.
2. _____. Piezoelectric properties of dry wet bone. Nature, London, 227:492-2, 1970.
3. BASSETT, C.A.L. The biochemistry and physiology of bone. In: BOURNE, G., Ed., New York, Academic Press, 1971. p. 1-76.
4. BASSETT, C.A.L. & BECKER, R.O. Generation of electrical potentials by bone in response to mechanical stress. Science, London, 137:1063-4, 1962.
5. BASSETT, C.A.L. & HERRMANN, I. The effect of electrostatic fields on macromolecular synthesis by fibroblasts in vitro. J. Cell. Biol., 39:92, 1968.
6. BASSETT, C.A.L. & PAWLUK, R.J. Effects of various direct and alternating currents on osteogenesis in vivo. In: CONFERENCE ON EFFECTS OF DIFFUSE ELECTRICAL CURRENTS ON PHYSIOLOGICAL MECHANISMS WITH APPLICATION TO ELETROANESTHESIES AND ELECTROSLEEP. Milwaukee, Wis., University of Wisconsin Press, 1967.
7. _____. Non-invasive methods for stimulating osteogenesis. J. Biomed. Mater. Res., 9:371-4, 1975.
8. BASSETT, C.A.L.; PAWLUK, R.J.; BECKER, R.O. Effects of electric currents in vivo. Nature, London, 204:652-4, 1964.
9. BRIGHTON, C.T.; FRIEDENBERG, Z.B.; ZEMSKY, L.M., et alii. Direct currents stimulation of non-union and pseudarthrosis. J. Bone Joint Surg., 57A:368-77, 1975.
10. CIGNITTI, M., FIGURA, R., MARCHETTI, M., et alii. Eletrokinetic effects in mechano-electrical phenomenology of the bone. Arch. Physiol., 68:232-49, 1970/1.
11. COCHRAN, G.V.B., PAWLUK, R.J. & BASSETT, C.A.L. Electric potentials in stress bone. Clin. Orthop., 61:294-9, 1968.
12. DUARTE, L.R. Ultrasound energy and bone growth stimulation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL ENGINEERING, 11. Ottawa, 73-80, 1976.

13. _____. Estimulação ultrassônica do calo ósseo. São Carlos, 1977. Tese, Livre Docência, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
14. _____. Ultra-sonic bone growth stimulation. Arch Orthop., 121: 295-302, 1976.
15. DWYER, A.F., and WICKAM, G.C. Direct current stimulation in spinal fusion. Med. J. Aust., 1:73-5, 1974.
16. ERIKSSON, C. Bone morphogenesis and surface charge. Clin. Orthop. 121: 295-302, 1976.
17. FRIEDENBERG, Z.B., and BRIGHTON, C.T. Bioelectric potentials in bone. J. Bone Joint Surg. 48A:915-23, 1966.
18. FRIEDENBERG, Z.B., DYER, R.H. & BRIGHTON, C.T. Electro-oestograms of long bones of immature rabbits. J. Dent. Res., 50: 635-9, 1971.
19. FRIEDENBERG, Z.B., & SMITH, H.G. Electrical potentials in intact and fractured tibia. Clin. Orthop., 62:222-5, 1969.
20. FRIEDENBERG, Z.B., HARLOW, M.C., HEPPENSTALL, R.B. et alii. The cellular origin of bioelectric potentials in bone. Calcif. Tissue Res., 13:53-62, 1973.
21. FUKADA, E., and YASUDA, I. On the piezoelectric effect of bone. J. Phys. Soc. JPN., 10:1158-69, 1957.
22. GROSS, D., and WILLIAMS, W.S. Streaming potential and the eletromechanical response of physiologically moist bone. J. Biomech., 15:277-95, 1982.
23. HILL, C.R. Ultrasonic exposure thresholds for changes in cells and tissues. J. Accoust. Soc. Am. 52:667-72, 1972.
24. JAHN, T.L. A possible mechanism for the effect of electrical potentials on apatite formation in bone. Clin. Orthop. 56: 261-73, 1968.
25. KÄRLSTROM, G. & OLERUD, S. Fractures of tibial shaft. A critical evaluation of treatment alternatives. Clin. Orthop. 105:1156, 1974.
26. KÖBERLE, G. Estudos físicos e biológicos em tecido ósseo. Ribeirão Preto, 1974. Tese, Livre Docência, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
27. MARINO, A. & BECKER, R. Piezoelectricity in hydrated frozen bone and tendon. Nature, London, 253: 627-8, 1975.
28. MASCARENHAS, S. The electret effect in bone and biopolymers and the bound water problem. Ann. N.Y. Acad. Sci. 238: 36, 1974.
29. MASCARENHAS, S. & KÖBERLE, G. Possible biological importance of the electret effect in bone and collagen. In: LATIN AMERICAN CONFERENCE ON MED. PHYSICS AND RADIATION PROTECTION, 1. São Paulo, 1972.

30. MC ELHANNEY, J.H., STALNAKER, R. & BULLARD, R. Electrical fields and bone loss of disuse. J. Biomech. 1:47-52, 1968.
31. NORTON, L.A. & MOORE, R.R. Bone growth in organ culture modified by an electric field. J. Dent. Res. 51:1492-9, 1972.
32. PIENKOWSKI, D. & POLLACK, S.R. Effect of fluid exchange of stress generated potentials in bone. In: TRANSACTIONS OF THE 26TH ANNUAL MEETING OF THE ORTHOPAEDIC RESEARCH SOCIETY, 5:294, 1980.
33. _____. The effect of fluids on stress generated potentials in bone. Trans. Soc. Biomater, 4:107, 1981.
34. _____. The origin of stress generated potentials in fluid saturated bone. J. Orthop. Res., 1, 1983.
35. POLLACK, S.R. Bioelectrical properties of bone. Symposium on Electrically Induced Osteogenesis. Orthopedic Clinics of North America: 3-15, 1984.
36. SANTOS, NETO, F.L. Pseudartrose experimentalmente provocada em rádio de cães. Ribeirão Preto, 1982. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
37. SEVITT, S. Stimulation of bone growth. In: SCIENTIFIC FOUNDATIONS OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY. Saunders, W. B., Philadelphia, 1980.
38. SIGELMANN, R.A. Um plano de pesquisa em ultra-som. In: PALESTRA PROFERIDA NA ABERTURA DA SECÇÃO DE ULTRA-SOM do CONGRESSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 3:3-10, São Paulo, 1978.
39. SOUZA, J.P.M. & FUENTES, A.E.R. Efeitos da estimulação elétrica em pseudartrose provocada experimentalmente em cães. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 6:139-166.
40. WATSON JONES, R. Repair of fractures. In: FRACTURES AND JOINT INJURES. Edinburgh, Churchill, 1957.
41. WEBER, B.D. & CECH, O. Biological activity of bones in disturbing healing. In: PSEUDARTHROSIS, Bern, Hans Huber, 1976.
42. XAVIER, C. & DUARTE, L.R. Estimulação Ultra-sônica do calo ósseo - Aplicação Clínica. Rev. Brasil. Ortop. - 18:3, 1983.